



TUGAS AKHIR - EE 184801

**RANCANG BANGUN KENDALI KECEPATAN *TREADMILL*
MENGUNAKAN ECG YANG DIVISUALISASIKAN
MENGUNAKAN *VIRTUAL REALITY***

Kevin Leo Saputra
NRP 0711144000024

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, MT.
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

DEPATERMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - EE 184801

**RANCANG BANGUN KENDALI KECEPATAN *TREADMILL*
MENGUNAKAN ECG YANG DIVISUALISASIKAN
MENGUNAKAN *VIRTUAL REALITY***

Kevin Leo Saputra
NRP 0711144000024

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, MT.
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019



FINAL PROJECT - EE 184801

***DESIGN OF TREADMILL SPEED CONTROLLER USING
ECG WHICH IS VISUALIZED USING VIRTUAL REALITY***

Kevin Leo Saputra
NRP 07111440000024

Advisor
Ir. Tasripan, MT.
Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.

**ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Electrical Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019**

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul “Rancang Bangun Kendali Kecepatan *Treadmill* Menggunakan ECG yang Divisualisasikan Menggunakan *Virtual Reality*” adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Januari 2019


Kevin Leo Saputra
0711144000024

**Rancang Bangun Kendali Kecepatan *Treadmill*
Menggunakan ECG yang divisualisasikan
Menggunakan *Virtual Reality***

TUGAS AKHIR

Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik

Pada

Bidang Studi Elektronika
Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

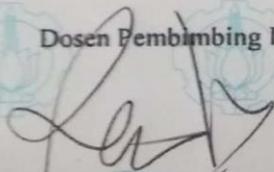
Menyetujui:

Dosen Pembimbing I,



Ir. Tasripan, MT.
NIP. 196204181990031004

Dosen Pembimbing II,



Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
NIP. 197103141997021001



Rancang Bangun Kendali Kecepatan *Treadmill* Menggunakan ECG yang divisualisasikan Menggunakan *Virtual Reality*

Nama : Kevin Leo Saputra

Pembimbing I : 1. Ir. Tasripan, M.T.

Pembimbing II : 2. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.

ABSTRAK

Secara umum, subyek yang sedang melakukan latihan kebugaran akan mengalami kejenuhan ketika proses latihan dilakukan terus menerus, hal ini diakibatkan karena kondisi lingkungan yang selalu sama. Pada tugas akhir ini, akan disusun sistem yang dapat mengurangi kejenuhan menggunakan tampilan *virtual reality* dan mengatur kecepatan *treadmill* berdasarkan nilai *heart rate* yang dihasilkan oleh ECG dengan Karvonen formula. Karvonen formula digunakan sebagai acuan penentu nilai *heart rate* dari setiap subyek untuk menentukan nilai minimum dan maksimum *heart rate* yang penggunaannya memerlukan informasi usia dan jenis kelamin. Penghitungan *heart rate* dilakukan menggunakan ECG dengan tiga sadapan yang dipasang berdasarkan metode Einthoven yaitu pemasangan pada bagian dada kanan, dada kiri, dan tulang keras dibagian rusuk sebagai *ground*. Pada saat sistem dijalankan, ECG dipasang pada badan subyek akan menangkap sinyal jantung dan Arduino Due akan memroses data menggunakan teorema Pantompkins hingga terbentuk *heart rate*, setelah itu *heart rate* akan diklasifikasi untuk menentukan keluaran yang akan diberikan pada kecepatan *treadmill* dan tampilan *virtual reality*. Pengujian ini telah dilakukan pada sembilan subyek yang berusia 22 tahun dan semuanya pria dengan tingkat keberhasilan 77,77% terhadap *threshold* 8.5% dari puncak sinyal ECG. Perbandingan respon *heart rate* ketika menggunakan dan tanpa menggunakan *virtual reality* terhadap setiap orang memiliki respon yang berbeda-beda.

Kata Kunci : *Virtual Reality, Treadmill, Electrocardiograph*

Halaman ini sengaja dikosongkan

Design of Treadmill Speed Controller Using ECG Which Is Visualized Using Virtual Reality

Name : Kevin Leo Saputra
1st Advisor : 1. Ir. Tasripan, M.T.
2nd Advisor : 2. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.

ABSTRACT

In general, the subject who is doing exercise fitness will experience saturation when the process exercise done contiously, it is caused by environmental condition that always the same. In this final project, a system will be developed to reduce saturation using virtual reality display and adjusting the speed of the treadmill which depends on the value of the heart rate produced by ECG with Karvonen formula. Karvonen formula is used as standard for categorization heart rate value for every subject for deciding heart rate minimum value and maximum value, where is the use of this formula require age and gender information. Heart rate calculation performed with three lead's ECG installed using Einthoven method where installed around left chest, right chest and boney spot around ribs as the ground. When the system operate, ECG will be installed onto subject's body then capture heart signal and output data will be processed by Arduino Due using Pantompkins Theorem until heart rate obtained, then heart rate will be classfied to decide the output which will be used on treadmill and virtual reality display for controlling the speed that depends on heart rate of subject. Examination have been done to nine subject who are 22 years old and male with success rate 77,77% toward 8.5% threshold from the peak of signal ECG. Comparison of heart rate respond when using virtual reality or not, toward every subject have a different respond.

Keywords : Virtual Reality, Treadmill, Electrocardiograph

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas berkat yang melimpah dan rahmat-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul “**Rancang bangun Kendali Kecepatan Treadmill Menggunakan ECG yang divisualisasikan Menggunakan Virtual Reality**”. Tugas akhir ini dibuat untuk melengkapi persyaratan akademis program studi sarjana di Departemen Teknik Elektro ITS. Oleh karena itu penulis sampaikan terima kasih sebesar-besarnya kepada semua pihak yang membantu dan mendukung selama proses pengerjaan tugas akhir ini sehingga pengerjaan tugas akhir dapat selesai tepat waktu. Dengan hormat dan rendah diri penulis sampaikan terima kasih sebesar-besarnya kepada:

1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. dan Ir. Tasripan, M.T., selaku dosen pembimbing, yang telah membimbing dan mengarahkan penulis hingga dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
2. Astria Nur Irfansyah, S.T., M.Eng., Ph.D., Fajar Budiman, S.T., M.Sc., Muhammad Attamimi, B.Eng., M.Eng., Ph.D., dan Dr. Ir. Hendra Kusuma, M.Eng.Sc., selaku dosen penguji yang telah memberi masukan kepada penulis.
3. Keluarga Penulis, Subekti, Mariawati, Sonny Prasetya dan Felly Laurensia yang telah mendukung penulis secara moral dan material.
4. Teman-teman mahasiswa Teknik Elektro ITS dalam proses penyelesaian tugas akhir ini.

Penulis menyadari bahwa tugas akhir ini masih jauh dari sempurna, oleh karena itu penulis memohon maaf apabila terdapat kesalahan dan penulis menerima masukan, kritik serta saran dari pembaca sekalian.

Surabaya, 17 Desember 2018

Penulis

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

ABSTRAK.....	i
ABSTRACT.....	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL.....	xv
BAB I	
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
1.5. Sistematika Penulisan	3
1.6. Relevansi	4
BAB II	
TEORI PENUNJANG	5
2.1. Kelistrikan Jantung.....	5
2.1.1. Sistem Kerja Jantung.....	5
2.1.2. Anatomi Superfisial dari Jantung	6
2.1.3. Fisiologi Jantung	7
2.1.4. Sistem Konduksi	8
2.1.5. Sirkulasi <i>Cardiopulmonary</i>	9
2.1.6. Fase dari Siklus Kelistrikan Jantung	10
2.1.7. Biopotensial.....	11
2.1.8. Segmen Sinyal Jantung	13
2.2. Zona <i>heart rate</i>	14
2.2.1. Karnoven Formula.....	14
2.3. Pemrosesan Sinyal Analog	15
2.3.1. Sadapan EKG	16
2.3.2. Penguat Instrumentasi	17
2.3.3. <i>Low Pass Filter</i>	19
2.3.4. <i>High Pass Filter</i>	21
2.3.5. <i>Band Stop Filter</i>	23
2.3.6. Rangkaian Penjumlah	26
2.4. Pemrosesan Sinyal Digital.....	27
2.4.1. Mikrokontroler Arduino Due	27

2.4.2.	<i>Analog to Digital Converter</i>	28
2.4.3.	Pemrosesan Sinyal Digital.....	30
2.4.4.	Komunikasi Serial	31
2.5.	<i>Virtual Reality</i>	33
2.5.1.	<i>Medium Virtual Reality</i>	33
2.5.2.	<i>Sistem Virtual Reality</i>	34
2.6.	<i>Unity Engine</i>	36
2.6.1.	Editor Interface.....	38
2.6.2.	Arsitektur.....	38
2.7.	<i>Head Mounted Display Proview™</i>	39
BAB III		
PERANCANGAN SISTEM		41
3.1.	Perancangan Perangkat Elektrokardiogram.....	42
3.1.1.	Perancangan Penguat Instrumentasi	42
3.1.2.	Perancangan Rangkaian Proteksi	44
3.1.3.	Perancangan <i>Active Low Pass Filter</i>	45
3.1.4.	Perancangan <i>Active High Pass Filter</i>	47
3.1.5.	Perancangan <i>Band Stop Filter</i>	48
3.1.6.	Perancangan Rangkaian Penjumlah	49
3.2.	Perancangan Sistem Perangkat Lunak.....	50
3.2.1.	Perancangan <i>Analog To Digital Converter</i>	51
3.2.2.	Perancangan Deteksi Segmentasi	51
3.2.3.	Perancangan Komputasi Data.....	53
3.3.	Perancangan Rangkaian Pengontrol Motor <i>Treadmill</i>	54
3.4.	Perancangan Algoritma Peringatan	55
3.5.	Perancangan Visual	56
3.5.1.	Perancangan Rute	57
3.5.1.	Penghitungan Kecepatan	57
BAB IV		
PENGUJIAN DAN ANALISIS		59
4.1.	Pengujian Perangkat Elektrokardiogram	59
4.1.1.	Pengujian Penguat Instrumentasi	60
4.1.2.	Pengujian <i>Low Pass Filter</i>	62
4.1.3.	Pengujian <i>High Pass Filter</i>	63
4.1.4.	Pengujian <i>Band Stop Filter</i>	65
4.1.5.	Pengujian Rangkaian Penjumlah	67
4.2.	Pengujian Sistem Piranti Lunak dan <i>Heart Rate</i>	67
4.2.1.	Pengujian <i>Analog To Digital Converter</i>	67
4.2.2.	Pengujian <i>Digital Low Pass Filter dan High Pass Filter</i> ..	68

4.2.3. Pengujian Derivatif dan <i>Squaring</i>	69
4.2.4. Pengujian <i>Moving Average Filter</i> dan <i>Thresholding</i>	70
4.2.5. Pengujian Penghitungan <i>Heart Rate</i>	71
4.3. Pengujian Rangkaian Penghubung <i>Treadmill</i>	73
4.4. Pengujian Rancangan Visual	74
4.5. Pengujian Keseluruhan Alat	76
4.5.1. Subyek A	78
4.5.2. Subyek B	79
4.5.3. Subyek C	81
4.5.4. Subyek D	83
4.5.5. Subyek E	84
BABV	
PENUTUP	87
5.1. Kesimpulan.....	87
5.2. Saran	87
DAFTAR PUSTAKA	89
LAMPIRAN	91
BIODATA PENULIS	97

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1	Keseluruhan Sistem Kardiovaskular.....	6
Gambar 2. 2	Ruang Jantung	7
Gambar 2. 3	Elemen dari Sistem Konduksi.....	8
Gambar 2. 4	Sirkulasi Pernafasan.....	9
Gambar 2. 5	Siklus Jantung.....	11
Gambar 2. 6	Tahap Potensial Aksi	12
Gambar 2. 7	Segmen Sinyal Jantung.....	13
Gambar 2. 8	Tahap Pemrosesan Sinyal Analog	15
Gambar 2. 9	Letak Segitiga Einthoven.....	16
Gambar 2. 10	Rangkaian Penguat Instrumentasi.....	17
Gambar 2. 11	Rangkaian LPF -40dB/dec.....	19
Gambar 2. 12	Rangkaian HPF -40dB/dec	22
Gambar 2. 13	Rangkaian BSF -40dB/dec	24
Gambar 2. 14	Rangkaian Penjumlah	26
Gambar 2. 15	Arduino Due	28
Gambar 2. 16	Blok Diagram dari ADC Arduino Due	29
Gambar 2. 17	Morfologi Pengiriman Data Serial.....	31
Gambar 2. 18	Diagram Blok USART	32
Gambar 2. 19	Aplikasi Lingkungan <i>Immersive</i>	34
Gambar 2. 20	Diagram Komponen dari VR.....	35
Gambar 2. 21	Tampilan <i>Editor Interface</i>	37
Gambar 2. 22	Diagram Lapisan Arsitektur.....	38
Gambar 3. 1	Diagram Blok Keseluruhan Sistem.....	41
Gambar 3. 2	Diagram Blok ECG.....	42
Gambar 3. 3	Rangkaian Penguat Instrumentasi.....	44
Gambar 3. 4	Rangkaian Proteksi	45
Gambar 3. 5	Rancangan Rangkaian LPF.....	46
Gambar 3. 6	Respon Frekuensi LPF dengan <i>cut-off</i> 100 Hz	46
Gambar 3. 7	Rancangan Rangkaian HPF	47
Gambar 3. 8	Respon Frekuensi HPF dengan <i>cut-off</i> 0.05Hz.....	47
Gambar 3. 9	Rancangan Rangkaian BSF	48
Gambar 3. 10	Respon Frekuensi BSF dengan <i>cut-off</i> 50 Hz.....	49
Gambar 3. 11	Rancangan Rangkaian Penjumlah	50
Gambar 3. 12	Rangkaian Pengontrol <i>Treadmill</i>	55
Gambar 3. 13	Algoritma Peringatan.....	56
Gambar 3. 14	Faktor Pengali Kecepatan	57
Gambar 4. 1	Rangkaian <i>Through Hole</i> Tampak Atas	59

Gambar 4. 2	Rangkaian <i>Through Hole</i> Tampak Bawah.....	60
Gambar 4. 3	Sinyal Masukan AD620.....	61
Gambar 4. 4	Sinyal Keluaran AD620.....	61
Gambar 4. 5	Skematik Rangkaian LPF	62
Gambar 4. 6	Respon Frekuensi LPF.....	63
Gambar 4. 7	Skematik Rangkaian HPF.....	64
Gambar 4. 8	Respon Frekuensi HPF	64
Gambar 4. 9	Skematik Rangkaian BSF.....	65
Gambar 4. 10	Respon Frekuensi BSF	66
Gambar 4. 11	Hasil ECG dengan ADC Arduino Due	68
Gambar 4. 12	Hasil Keluaran Digital <i>Low Pass Filter</i>	68
Gambar 4. 13	Hasil Keluaran Digital <i>High Pass Filter</i>	69
Gambar 4. 14	Hasil Keluaran Derivatif.....	69
Gambar 4. 15	Hasil Keluaran Squaring.....	70
Gambar 4. 16	Hasil Keluaran <i>Moving Average Filter</i>	71
Gambar 4. 17	Hasil Keluaran <i>Thresholding</i>	71
Gambar 4. 18	Hasil Komputasi <i>Heart Rate</i> dari Arduino Due.....	72
Gambar 4. 19	Hasil R-R melalui Osiloskop	72
Gambar 4. 20	Modul Pengontrol Kecepatan <i>Treadmill</i>	73
Gambar 4. 21	Sambungan Rangkaian Pengontrol Kecepatan	73
Gambar 4. 22	Tampilan Rute berwarna Merah	75
Gambar 4. 23	Tampilan Pergerakan Avatar Awal.....	76
Gambar 4. 24	Tampilan Pergerakan Avatar Setelah Bergerak	76
Gambar 4. 25	Diagram Alir Kerja Keseluruhan Sistem	77
Gambar 4. 26	Sinyal Murni Subyek A	78
Gambar 4. 27	Hasil Keluaran Threshold Subyek A	79
Gambar 4. 28	(a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR subyek A	79
Gambar 4. 29	Sinyal Murni Subyek B	80
Gambar 4. 30	Hasil Keluaran Threshold Subyek B.....	80
Gambar 4. 31	(a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR subyek B	81
Gambar 4. 32	Sinyal Murni Subyek C	82
Gambar 4. 33	Hasil Keluaran Threshold Subyek C.....	82
Gambar 4. 34	(a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR subyek C	82
Gambar 4. 35	Sinyal Murni Subyek D	83
Gambar 4. 36	Hasil Keluaran Threshold Subyek D	83
Gambar 4. 37	(a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR subyek D	84
Gambar 4. 38	Sinyal Murni Subyek E.....	84
Gambar 4. 39	Hasil Keluaran <i>Threshold</i> Subyek E.....	85
Gambar 4. 40	(a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR subyek E.....	85

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1	Tabel Acuan <i>Heart Rate</i>	15
Tabel 2. 2	Tabel Spesifikasi HMD	39
Tabel 4. 1	Tabel Pengujian LPF	63
Tabel 4. 2	Tabel Pengujian HPF	64
Tabel 4. 3	Tabel Pengujian BSF	66
Tabel 4. 4	Tabel Pengujian Pengujian BPM Seluruh Subyek	77

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Lari merupakan cara yang efisien dan murah untuk mendapatkan kebugaran, dan benefit yang didapatkan melebihi yang diperkirakan. Lari tidak hanya mencegah obesitas, tekanan darah tinggi, penyakit jantung, dan penyakit lain yang berkaitan dengan gaya hidup yang inaktif, selain itu juga menampilkan peningkatan kardiovaskular dan massa tulang, maupun kesehatan mental dan emosi. Studi telah menampilkan, bahkan dengan jumlah lari yang sangat sedikit setiap minggu dapat mengurangi kecenderungan terhadap kegelisahan, tekanan, dan depresi disaat yang bersamaan juga meningkatkan kualitas tidur dan suasana hati secara keseluruhan dan kondisi mental. [3]

Kondisi mental seseorang atau biasa disebut dengan “mental state” dapat mempengaruhi bagaimana seseorang berpikir, merasakan sesuatu dan berperilaku dalam kehidupan sehari-hari. Hal tersebut juga mempengaruhi kemampuan subjek untuk terlindung dari stress, mengatasi tantang, membangun relasi dan memulihkan kondisi dari halangan hidup. Seseorang akan selalu berusaha mengatasi emosi, atau berusaha berpikir positif. Ketika seseorang mengalami penurunan kondisi mental maka memerlukan motivasi yang dapat berupa zat kimia maupun rangsangan dari luar yang dapat berupa visual. Pada subjek yang melakukan latihan kebugaran cenderung mengalami kejenuhan yang mengakibatkan penurunan motivasi untuk melatih anggota gerak. Menurunnya motivasi ini biasa diakibatkan karena seseorang mengalami kejadian yang berulang-ulang tanpa adanya variasi yang signifikan. Hal ini meningkatkan kondisi depresi seseorang selain karena merasa tidak adanya dorongan dalam mengatasi kondisi saat latihan maupun merasa tidak adanya perkembangan yang terjadi ketika seseorang menjalani proses latihan.

Proses pelatihan ini dapat di atasi dengan mengembangkan teknologi *Virtual Reality* yang sedang banyak dikembangkan. Dengan perkembangan virtual reality dapat mengubah kondisi mental seseorang karena mempunyai banyak fitur yang dapat meningkatkan kondisi mental seseorang, selain itu dapat membentuk kondisi lingkungan yang berubah-ubah sesuai dengan kemauan dan pola rehabilitasi yang mau diberikan. *Virtual Reality* dapat menghemat biaya dan menurunkan kemungkinan

terjadinya kecelakaan saat melakukan rehabilitasi ketika subjek melakukan rehabilitasi diluar ruangan. Penggunaan ECG dimanfaatkan untuk memberi umpan balik pada penggunaan *treadmill*, yang dimanfaatkan sebagai pijakan sehingga dapat menambah sensasi ketika penggunaan alat. ECG digunakan untuk mengatur kecepatan putaran motor secara otomatis sehingga tidak memerlukan kendali secara manual ketika kerja jantung dirasa telah melewati batas kerja maksimum. Dengan adanya fungsi tersebut, maka mekanisme perekaman kondisi jantung dapat dimanfaatkan sebagai data mentah untuk menganalisa perilaku jantung dan mampu memantau kelainan jantung.

1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas, dapat dirumuskan beberapa masalah antara lain:

1. Bagaimana peran virtual reality pada subjek.
2. Bagaimana kelebihan rehabilitasi yang memanfaatkan *Virtual Reality*.
3. Bagaimana peran sinyal ECG.

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah yang ada pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Keseluruhan alat tidak dapat mengenali bentuk-bentuk anomaly jantung.
2. Merancang sistem komunikasi Arduino dengan PC yang dapat digunakan datanya oleh dua *software* secara bersamaan.
3. Merancang komunikasi antara ECG dengan *treadmill* menggunakan media kabel.

1.4. Tujuan

Diharapkan dengan adanya pengembangan tugas akhir ini, bisa memberikan :

1. Dapat meningkatkan motivasi subjek ketika melakukan rehabilitasi.
2. Dapat mengurangi kemungkinan terjadinya kecelakaan ketika melakukan rehabilitasi.
3. Dapat mengendalikan kecepatan Treadmill secara otomatis dengan memberikan umpan balik ketika aktivitas jantung telah melewati batas normal aktivitas jantung.

1.5. Metodologi

Dalam pengerjaan tugas akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut:

1. Studi Literatur

Tahap ini meliputi pengumpulan dasar teori yang dapat digunakan sebagai pedoman dalam proses pengerjaan tugas akhir. Dasar teori akan diambil dari buku-buku, jurnal yang telah dipublikasi, dan artikel dari internet bertaraf nasional dan internasional. Namun, terdapat satu sumber rujukan utama yang telah dilakukan yakni IEEE Explore.

2. Perancangan ECG

Perancangan ECG digunakan untuk mendeteksi perilaku kerja jantung dari subject, yang mana sinyal yang masuk akan diolah lagi dan dikirimkan ke mikrokontroler untuk mengatur kecepatan kerja motor pada treadmill. Diagram blok dari pemrosesan sinyal ECG telah dilampirkan pada Gambar 1.

3. Perancangan Protokol komunikasi dan Piranti Lunak

Perancangan protokol komunikasi digunakan untuk sebagai “jembatan” penghubung antara sensor Arduino dengan software Unity yang telah banyak digunakan untuk mengembangkan permainan dalam berbagai bentuk. Sehingga dengan adanya protokol ini diharapkan hasil pembacaan sensor dapat di manfaatkan sebagai “input” terhadap software yang digunakan.

4. Pengujian Sistem

Tahap ini melakukan pengujian sistem dilakukan dengan menguji keakuratan sistem dan pengambilan data sampel.

5. Penulisan Laporan Tugas Akhir

Tahap Terakhir adalah penulisan laporan yang gunanya sebagai bentuk dokumentasi pengerjaan. Laporan tugas akhir berisi pendahuluan, teori penunjang, perancang sistem, pengujian sistem, dan penutup.

1.6. Sistematika Penulisan

Laporan ini disusun dengan sistematika sebagai berikut:

- **BAB I: PENDAHULUAN**

Pada bab ini dibahas latar belakang, perumusan masalah, Batasan masalah, tujuan, metodologi, sistematika pembahasan, dan relevansi dari tugas akhir.

- **BAB II: TEORI PENUNJANG**

Bab ini berisi dasar teori dan literatur yang digunakan sebagai pendukung pada pengerjaan tugas akhir.

- **BAB III: PERANCANGAN SISTEM**

Bab ini berisi mengenai rangan sistem, dari perangkat keras, perangkat lunak, dasar algoritma, hingga *software* Unity.

- **BAB IV: PENGUJIAN DAN ANALISA**

Bab ini merupakan pemaparan hasil dari pengerjaan dan pengujian tugas akhir.

- **BAB V: PENUTUP**

Bab ini berisi kesimpulan yang dapat ditarik dari pembuatan tugas akhir ini, serta saran untuk pengembangan selanjutnya.

1.7. Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat berguna untuk membatasi beban kerja aktivitas jantung ketika melakukan aktivitas kebugaran. Sehingga nantinya dapat meningkatkan efisiensi pelatihan kebugaran dan juga meningkatkan kondisi mental dari pengguna alat *treadmill*.

BAB II

DASAR TEORI

Pada Bab II akan membahaskan mengenai dasar teori penunjang yang digunakan sebagai dasar dari pembuatan tugas akhir ini. Selain itu, dalam bab II juga membahas mengenai algoritma dan sistem dari tugas akhir yang dibuat. Teori penunjang dibagi menjadi 4, anatomi dan kelistrikan jantung, pemrosesan sinyal analog, pemrosesan sinyal digital, dan sistematik pembuatan visual yang ditampilkan melalui *virtual reality*.

2.1. Kelistrikan Jantung

Jantung adalah otot pompa yang memiliki dua fungsi yaitu: (1) mengumpulkan darah dari jaringan-jaringan tubuh dan memompanya ke paru-paru dan (2) mengumpulkan darah dari paru-paru dan memompanya ke seluruh jaringan tubuh. Jantung terletak didalam perlindungan thoraks, posterior dari sternum dan costal dari kartilago, dan sisanya pada permukaan superior dari diafragma. Jantung dapat diasumsikan posisinya miring didalam thoraks dengan dua pertiganya dibagian kiri dari garis tengah[2].

Anatomi internal dari jantung terungkap bahwa jantung memiliki 4 ruang yang terdiri dari otot jantung atau miokardium. Dua ruang bagian atas disebut atrium yang mana sebagai ruang pengumpulan dan dua ruang bagian bawah disebut ventrikel yang mana jauh lebih kuat dan fungsinya untuk memompa darah. Aktivitas jantung dapat diamati dengan mengambil informasi berupa sinyal elektrik yang dikeluarkan akibat adanya aktivitas jantung.

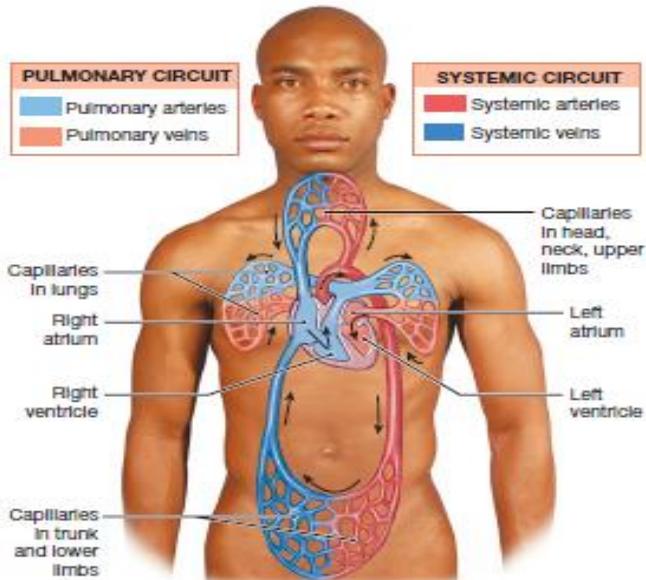
2.1.1. Sistem Kerja Jantung

Pada umumnya jantung berdetak hingga 100.000 kali dalam seharinya. Darah mengalir melalui jaringan dari pembuluh darah yang memanjang diantara jantung dan jaringan perifer. Pembuluh darah ini membentuk sirkuit paru-paru, yang mana membawa darah ke dan dari pertukaran gas di permukaan paru-paru, dan sirkuit sistemik, yang mana mengirim darah ke dan dari seluruh tubuh. Setiap sirkuit berawal dan berakhir pada jantung, dan darah berkeliling melalui sirkuit tersebut secara berurutan. Oleh karena itu, darah kembali ke jantung dari sirkuit sistemik harus telah menyelesaikan sirkuit paru-paru sebelum memasuki sirkuit sistemik kembali. Gambaran secara menyeluruh sistem

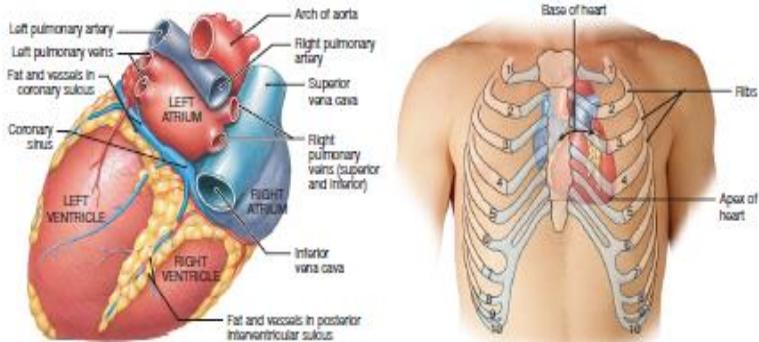
kardiovaskular terlihat pada Gambar 2.1, didorong oleh pemompaan dari jantung, aliran darah melalui paru-paru dan sirkuit sistemik secara berurutan. Setiap sirkuit berawal dan berakhir pada jantung dan mengandung arteri, kapiler, dan pembuluh darah[1].

2.1.2. Anatomi Superfisial dari Jantung

Jantung berlokasi dekat dengan dinding dada anterior, secara langsung posterior ke sternum. Pembuluh darah besar dan arteri terhubung ke superior akhir dari jantung pada dasarnya, yang telah di sertakan pada Gambar 2.2b. Pembagian 4 ruang dari jantung lebih mudah untuk diamati dari Gambar 2.2a. kedua atrium secara relatif memiliki dinding otot yang tipis dan sangat sanggup untuk diperluas. Saat tidak terisi oleh darah, bagian terluar dari setiap atrium mengempis dan menjadi tidak halus. Ekstensi yang dapat diperluas dari atrium disebut sebagai atrial tambahan, atau disebut aurikel, karena mengingatkan dengan bentuk anatomi telinga luar. Koronari sulcus, lekukan dalam, menandai



Gambar 2.1 Keseluruhan Sistem Kardiovaskular



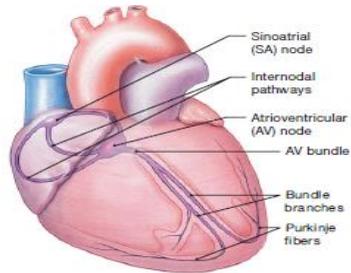
Gambar 2.2. Ruang Jantung (2a, kiri) dan Letak Jantung (2.2b, kanan)

batas antara atrium dengan ventrikel. *Anterior interventricular sulcus* dan *posterior interventricular sulcus* berada lebih dibawah yang mana menandai batas antara ventrikel kiri dan kanan.jumlah lemak yang besar secara umum terletak pada koroner dan *interventricular sulci*[1]. Dua ruang bagian atas disebut atrium yang mana sebagai ruang pengumpulan dan dua ruang bagian bawah disebut ventrikel yang mana jauh lebih kuat dan fungsinya untuk memompa darah[2].

2.1.3. Fisiologi Jantung

Dalam satu kali kontraksi jantung atau biasa disebut detak jantung, seluruh bagian jantung berkontraksi secara berurutan. Yang pertama adalah bagian atrium dan lalu ke bagian ventrikel. Dua tipe dari sel otot jantung terlibat pada detak jantung normal. Sel otot yang terkhususkan dari control sistem konduksi dan koordinat detak jantung, dan sel kontraktil yang memproduksi kontraksi yang kuat dan mendorong darah[1].

Setiap detak jantung dimulai dengan potensial aksi yang terbentuk pada alat pacu jantung yang disebut *SA node*, yang mana merupakan bagian dari sistem konduksi. Sistem konduksi akan merambat dan mendistribusi impuls elektrik ke *stimulate contractile cell* yang mendorong darah pada posisi yang tepat dan pada waktu yang tepat. Prosedur dikenal sebagai elektrokardiograf yang mana dapat melakukan monitoring aktivitas elektrik dari sistem konduksi dari permukaan tubuh. Hasil cetakan dari perekaman disebut sebagai elektrokardiogram[1].



Gambar 2.3 Elemen dari Sistem Konduksi

Datangnya impuls elektrik pada membrane plasma dari sel otot jantung memproduksi sebuah potensial aksi yang sebanding dengan potensial aksi pada serat otot rangka. Pada serat otot rangka, potensial aksi memicu kontraksi dari sel otot jantung. Sehingga atrium berkontraksi paling awal, mendorong darah kedalam ventrikel melalui katup AV, dan ventrikel selanjutnya berkontraksi, mendorong darah keluar dari jantung melalui katup semilunaris[1].

SA node memproduksi impuls pada regular interval, dan satu detak jantung mengikuti yang lain. Setelah setiap detak jantung selesai maka akan Nampak jeda yang kurang dari setengah detik sebelum detak jantung yang selanjutnya dimulai. Periode dari awal untuk sebuah detak jantung hingga awal detak jantung yang selanjutnya disebut dengan siklus kardiak. Detak jantung bertahan hanya sekitar 370 mili detik[1].

2.1.4. Sistem Konduksi

Berbeda dengan otot rangka, jaringan otot jantung berkontraksi dengan sendirinya, tanpa perintah dari saraf maupun stimulus dari hormone, sistem ini yang disebut otomatisitas, atau *autorhythmicity*. Sel yang menginisiasi dan mendistribusi stimulus untuk berkontraksi adalah bagian dari sistem konduksi, atau dikenal dengan *cardiac conduction system* atau *nodal system*. Sistem ini memiliki jaringan dari sel otot jantung yang menginisiasi dan mendistribusi impuls elektrik. Kontraksi yang sebenarnya terjadi setelah mulainya impuls elektrik terlebih dahulu. Keterlambatan disebabkan karena membutuhkan ion kalsium untuk masuk ke sacroplasma dan mengaktifkan proses kontraksi. Elemen dari sistem konduksi dapat diamati dari Gambar 2.3 [1].

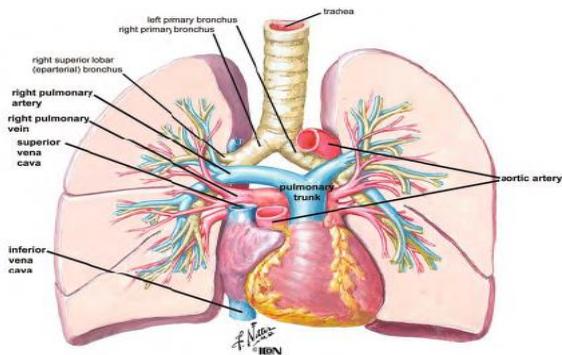
Pada sistem konduksi terdapat beberapa elemen didalamnya, yaitu:

- *Sinotrial(SA) node*, yang mana berlokasi pada dinding dari atrium kanan.
- *Antrioventricular(AV) node*, yang mana berlokasi pada percabangan antara atrium dengan ventrikel.
- Sel konduksi yang menghubungkan dua titik dan mendistribusikan stimulus kontraksi melalui miokardium. Dalam atrium, sel konduksi ditemukan pada jalur *internodal*, yang mana mendistribusi stimulus kontraksi ke sel otot atrium sebagai impulse elektrik berkeliling dari *SA node* hingga ke *AV node*. Pada ventrikel, sel konduksi termasuk didalam *AV bundle* dan *bundle brances*, seperti serat *purkinje*, yang mana mendistribusikan stimulus ke miokardium ventrikular.

2.1.5. Sirkulasi Cardiopulmonary

Jantung memiliki dua fungsi utama: (1) mengumpulkan darah yang kurang rendah oksigen dan dipompa ke paru-paru untuk melepas carbon dioksida dan bertukar dengan oksigen dan (2) untuk mengumpulkan darah yang kaya akan oksigen dari paru-paru dan dipompa semua keseluruhan jaringan didalam tubuh untuk menyediakan oksigen yang ditukar dengan carbon dioksida [2].

Empat ruang dalam jantung dapat dipisahkan kedalam sisi kanan dan kiri, setiap sisi mengandung sebuah atrium dan sebuah ventrikel. Sisi kanan bertanggung jawab untuk mengumpulkan darah rendah oksigen dan memompanya ke paru-paru. Sisi kiri bertanggung jawab untuk mengumpulkan darah kaya oksigen kembali ke paru-paru dan dipompa ke seluruh jaringan tubuh.



Gambar 2.4 Sirkulasi Pernafasan

Dimana setiap sisi, atrium adalah tempat terletaknya kumpulan dari darah sebelum dipompa ke ventrikel. Ventrikel jauh lebih kuat, dan merupakan tempat pemompaan darah keluar dari jantung[2]. Dapat diamati dari Gambar 2.4.

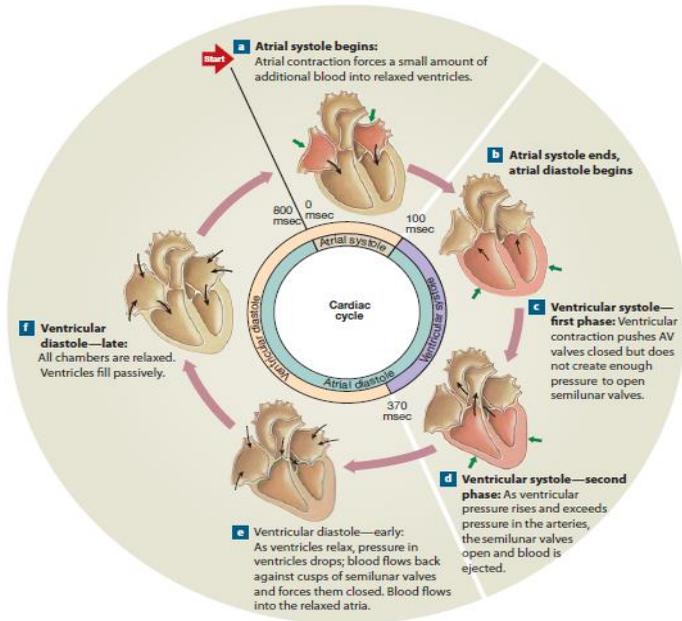
Ventrikel kanan adalah tempat kumpulan semua darah yang rendah oksigen. Vena cava besar bagian superior dan inferior, diantara pembuluh darah lainnya, membaca darah yang rendah oksigen dari bagian atas dan bawah tubuh manusia keatrium kanan. Ventrikel kanan memompa darah keluar dari jantung melalui batang paru-paru[2].

Setelah teroksidasi, darah yang kaya oksigen kembali ke jantung dari kanan dan kiri paru melalui pembuluh kanan dan kiri paru-paru. Setiap pembuluh paru membagi dalam dua cabang sebelum mencapai jantung. Dimana ada empat pembuluh paru-paru yang memasuki atrium kiri. Darah kaya oksigen dipompa keluar dari jantung dengan ventrikel kiri ke dalam arteri aorta. Sisi kanan dari jantung, arteri paru-paru, dan pembuluh paru-paru adalah bagian dari sirkuit pernafasan. Sisi kiri jantung, arteri aorta, dan vena cava merupakan bagian dari sirkuit sistemik[2].

2.1.6. Fase dari Siklus Kelistrikan Jantung

Saat siklus jantung mulai, semua ruang melakukan relaksasi, dan ventrikel secara sebagian terisi oleh darah. Saat atrium sistol, atrium berkontraksi, memenuhi ventrikel secara penuh oleh darah, atrium sistol bertahan sekitar 100 milidetik. Setelah periode ini, darah tidak dapat mengalir ke dalam atrium karena atrium menekan melebihi tekanan pembuluh. Selanjutnya atrium memasuki masa atrium diastole, yang mana berkelanjutan hingga awal siklus jantung selanjutnya. Atrium diastole dan ventrikel sistol pada waktu yang bersamaan. Ventrikel sistol dapat bertahan hingga 270 milidetik. Selama periode ini, ventrikel menekan darah melalui sistemik dan sirkuit pernafasan dan terhadap atrium. Selanjutnya jantung masuk ke fase ventrikel diastole, yang mana bertahan hingga 530 milidetik. Sisa dari siklus ini, pengisian terjadi secara pasif, dan kedua atrium dan ventrikel memasuki tahap relaksasi. Siklus jantung selanjutnya mulai dengan atrium sistol yang mana memenuhi ventrikel. Fasa ini dapat diamati pada Gambar 2.5.

Saat detak jantung meningkat, semua fase dari siklus jantung



Gambar 2.5 Siklus Jantung

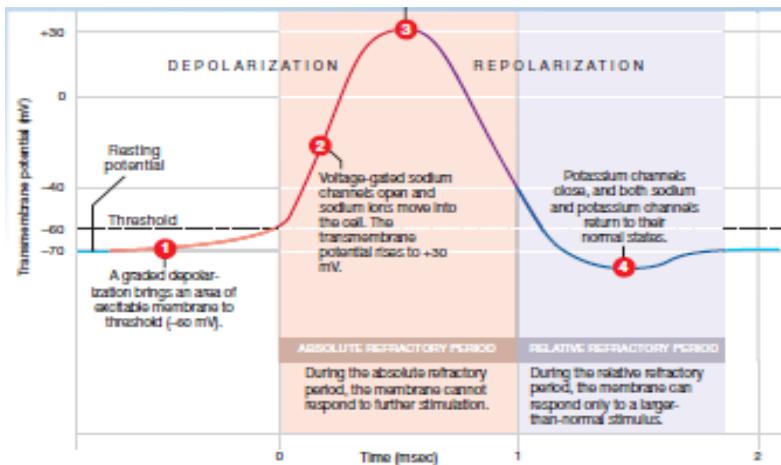
memendek. Penurunan terbesar terjadi pada pemakaian waktu diastole. Saat heart rate meningkat dari 75 bpm ke 200 bpm, waktu yang dihabiskan untuk sistol kurang dari 40 persen, tapi durasi diastole diturunkan hingga 75 persen.

2.1.1.7. Biopotensial

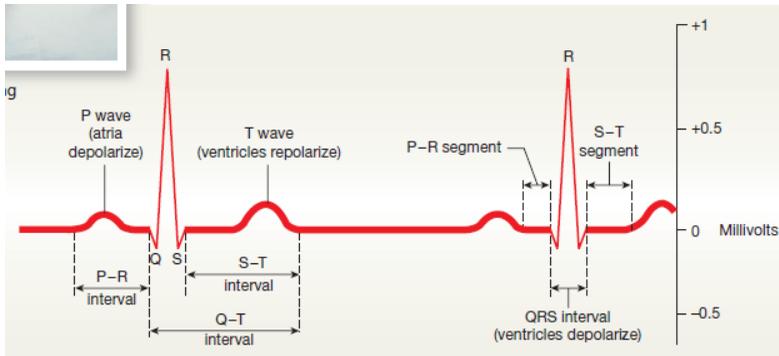
Biopotensial adalah beda potensial yang terbentuk oleh aktivitas ion didalam jaringan tubuh, terutama saat otot melakukan kontraksi. Potensial aksi adalah perluasan dari perubahan dalam transmembrane potensial yang, telah diinisiasi, mempengaruhi seluruh membrane yang dapat dirangsang. Dimana didalam membrane akson terdapat konsentrasi K^+ yang lebih tinggi dari Na^+ , sedangkan diluar membrane terdapat kadar Na^+ yang lebih tinggi. Perbedaan tersebut menyebabkan terjadinya difusi dari dalam membrane keluar dan sebaliknya.[1]

Pada awalnya dimulai dengan tahap *resting* potensial dimana memiliki nilai beda potensial sebesar -70mv, dimana kanal K^+ dan Na^+

tertutup saat membrane dalam *resting* potensial. stimulus menginisiasi potensial aksi adalah *graded depolarization* yang cukup besar untuk membuka kanal Na^+ . Pembukaan kanal terjadi pada transmembrane potensial dan dikenal dengan threshold, dan nilai tegangan berubah menjadi -60mv . Saat kanal Na^+ terbuka, plasma membrane lebih permeable terhadap Na^+ . Didorong oleh elektrokimia yang besar, Na^+ mendesak ke sitoplasma dan depolarisasi yang cepat terjadi, bagian dalam permukaan membrane sekarang mengandung ion positif lebih sehingga nilai beda potensial naik hingga diatas 0mv dan bernilai positif. Saat transmembrane potensial mendekati $+30\text{mv}$, penutupan kanal Na^+ terjadi, tahap ini dikenal sebagai Na^+ kanal inaktivasi, dan bertepatan dengan pemukaan kanal K^+ . Ion K^+ bergerak keluar dari sitosol, mengganti transmembrane potential kembali terhadap tahap *resting*. Repolarisasi terjadi. Kanal Na^+ tetap inaktif hingga membrane repolarisasi mendekati threshold. Saat ini mereka mendapat status normal, tutup namun bisa untuk dibuka. Kanal K^+ baru menutup saat nilai beda potensial mendekati -70mv , sedangkan hingga tertutup sempurna, ion K^+ akan tetap meninggalkan sel. Hal ini yang menyebabkan terjadinya tahap hyperpolarisasi. Hal ini dapat diamati pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Tahap Potensial Aksi



Gambar 2.7 Segmen Sinyal Jantung

2.1.8. Segmen Sinyal Jantung

Siklus kelistrikan jantung yang telah dijelaskan pada sub bab 2.1.6 mengakibatkan terbentuknya sinyal jantung yang dapat disadap dengan menggunakan elektroda dan digunakan untuk analisa bentuk maupun ritme jantung menggunakan elektrokardiograf. sinyal jantung yang terbentuk memiliki 5 segmen yaitu segment P, Q, R, S dan T. Segmen sinyal jantung dapat diamati pada Gambar 2.7. Gelombang sinyal P kecil diawal, yang mana bersamaan dengan depolarisasi dari atrium. Atrium mulai berkontraksi sekitar 25 milidetik setelah gelombang P dimulai. QRS *complex*, yang mana timbul akibat depolarisasi ventrikel. Sinyal elektrik relative kuat, karena otot ventrikel jauh lebih besar dari pada atrium. Ventrikel mulai berkontraksi tidak lama setelah mencapai puncak gelombang R. Gelombang T yang kecil diakhir, mengindikasi repolarisasi pada ventrikel. Repolarisasi atrium tidak tampak, karena bersamaan saat ventrikel melakukan depolarisasi, dan QRS *complex* menutupi kejadian elektrik yang lain.

Analisa sebuah ECG harus mengukur ukuran dari besar kecilnya perubahan tegangan dan menentukan durasi dan hubungan sementara antara komponen yang bervariasi. Jumlah depolarisasi saat gelombang P dan QRS *complex* merupakan bagian penting untuk membuat diagnose. Waktu antara setiap gelombang dilaporkan sebagai segmen dan interval. Interval dapat dimanfaatkan untuk melihat gejala aktivitas ruang jantung, seperti interval dari P-R diperpanjang dari awal atrium depolarisasi hingga ke QRS *complex* (depolarisasi ventrikel) daripada ke bagian R, hal ini disebabkan karena dalam abnormal ECG akan terjadi kesulitan untuk

mencari puncak R, dan interval Q-T yang mengindikasikan waktu yang dibutuhkan untuk ventrikel melakukan satu siklus depolarisasi dan repolarisasi. Biasanya diukur dari akhir P-R interval daripada bagian bawah gelombang Q[1].

2.2 Zona Heart Rate

Melakukan aktivitas mengarah pada peningkatan metabolisme dan permintaan energi dari organisme. Hal ini terlihat pada peningkatan konsumsi oksigen. Mempertimbangkan konsentrasi hemoglobin, jantung merupakan organ yang merespon peningkatan penyediaan oksigen terhadap jaringan aktif. Penggunaan metode *heart rate* menemukan kadar oksigen tanpa menggunakan Teknik atau instrument yang membatasi latihan. Setiap orang memiliki batas *Heart rate* yang berbeda tergantung dengan aktivitas, posisi tubuh dan faktor gen. sehingga dengan menggunakan metode pencarian *heart rate* dapat dibuat batas aman maksimal seseorang melakukan aktivitas. *Heart rate* rata-rata orang normal saat keadaan istirahat sekitar 70 Bpm. Sedangkan untuk atlet biasanya memiliki *heart rate* sekitar 50 Bpm. Hal ini tergantung kondisi kebugaran dan aktivitas yang biasa dilakukan oleh seseorang.

2.2.1. Karvonen Formula

Karvonen formula merupakan formula matematika yang dapat membantu dalam melakukan Analisa terhadap *heart rate* yang ditimbulkan oleh aktivitas jantung. Zona latihan berbasis pada tingkat intensitas yang mana merupakan persentase dari perkiraan *heart rate* maksimum dari setiap individu. Ada enam zona latihan yang berbeda, yang telah disertakan pada Tabel 2.1. Namun yang pertama kali harus diketahui terlebih dahulu adalah *heart rate* yang dihasilkan saat berada dalam kondisi beristirahat atau biasa dikenal sebagai *resting heart rate* (RHR), yang akan digunakan sebagai nilai awal dalam penghitungan Karvonen formula. Sehingga nilai RHR dapat dimanfaatkan untuk mencari batas bawah dan batas atas dari zona latihan dapat dihitung dengan mengikuti langkah-langkah sebagai berikut:

1. Menemukan *resting heart rate* (RHR).
2. Menemukan perkiraan maksimum *heart rate* (HRmax).
$$HRmax (Pria) = 220 - usia$$
$$HRmax (wanita) = 226 - usia$$
3. Menemukan *heart rate reserve* (HRR).
$$HRR = HRmax - RHR$$

Tabel 2.1 Tabel Acuan *Heart Rate* [11]

Training Zone	Intensity
Recovery	< 65% HRmax
Aerobic	65%-75% HRmax
Extensive Endurance	75%-80% HRmax
Intensive Endurance	80%-85% HRmax
Anaerobic Threshold	85%-90% HRmax
Maximum aerobic	> 90% HRmax

4. Menghitung batas bawah dari THR (THRmin).

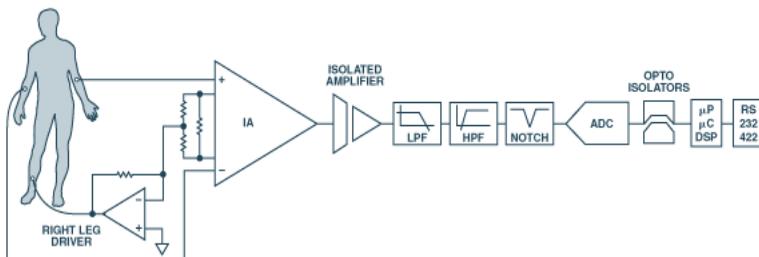
$$THR_{min} = (HRR \times LowerIntensity\%) + RHR$$
5. Menghitung batas atas dari THR (THRmax).

$$THR_{max} = (HRR \times UpperIntensity\%) + RHR$$

2.3 Pemrosesan Sinyal Analog

Aktivitas jantung mengeluarkan sinyal listrik yang dapat dibaca dengan menggunakan elektrokardiografi, yang mana kegunaannya sebagai alat kesehatan yang dapat mendeteksi beda potensial yang terjadi ketika jantung pada segmen-segmen tertentu. Pengambilan sinyal harus menggunakan alat bantu elektroda yang mana ditempelkan pada bagian permukaan kulit untuk menyadap sinyal yang ditimbulkan oleh jantung. Pemasangan elektroda memiliki standar tertentu untuk dapat mengambil sinyal jantung agak lebih efisien dan terhindar dari gangguan atau mungkin interferensi dari sinyal lain seperti otot. Oleh karena itu pemrosesan sinyal analog ECG membutuhkan beberapa tahap karena sinyal jantung yang timbul hanya memiliki nilai beda potensial yang kecil dan mudah untuk terganggu oleh gangguan dari faktor lainnya.

Prinsip kerja ECG tampak pada Gambar 2.8, yang mana menjelaskan serangkaian tahap untuk melakukan pemrosesan sinyal



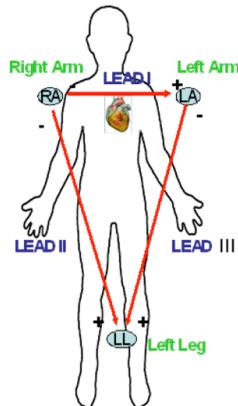
Gambar 2.8 Tahap Pemrosesan Sinyal Analog [3]

untuk melakukan pengukuran beda potensial yang ditimbulkan oleh aktivitas jantung. Sinyal tersebut dilewatkan kedalam penguat instrumentasi, lalu perlu dilakukan filterisasi untuk mengeliminasi sinyal yang tidak diinginkan dan menghilangkan gangguan yang diakibatkan oleh faktor lainnya, dan dikonversi kedalam bentuk sinyal digital yang dapat diproses lebih lanjut di permrosesan digital.

2.3.1. Sadapan ECG

Sadapan atau lebih dikenal dengan *lead* adalah konduktor yang digunakan untuk menangkap sinyal yang dikeluarkan oleh aktivitas jantung dan posisinya diletakkan pada permukaan kulit. Sadapan yang dipasang menghasilkan nilai beda potensial yang bergantung dengan posisi peletakkannya. Standar yang dipergunakan dalam kedokteran untuk melakukan analisa aktivitas jantung yang akurat dengan menggunakan 12 sadapan yang mana dapat menghasilkan gambaran aktivitas jantung dan otot jantung secara menyeluruh. Namun ada metode lain yang menggunakan 3 sadapan ekstrimitas standar, yang mana berarti sadapan dipasang di ektrsimitas tubuh yaitu lengan dan kaki.

Metode yang dipergunakan saat memakai 3 sadapan, adalah metode Einthoven dengan tiga buah sadapan, yaitu lead I, II, dan III, yang telah diperlihatkan pada Gambar 2.9. Metode ini membentuk segitiga yang mengelilingi jantung dimana diletakkan pada lengan kanan, lengan kiri dan kaki kiri. Pada metode ini menyatakan bahwa potensial listrik dari setiap dua dari ketiga elektroda diketahui, maka elektroda ketiga

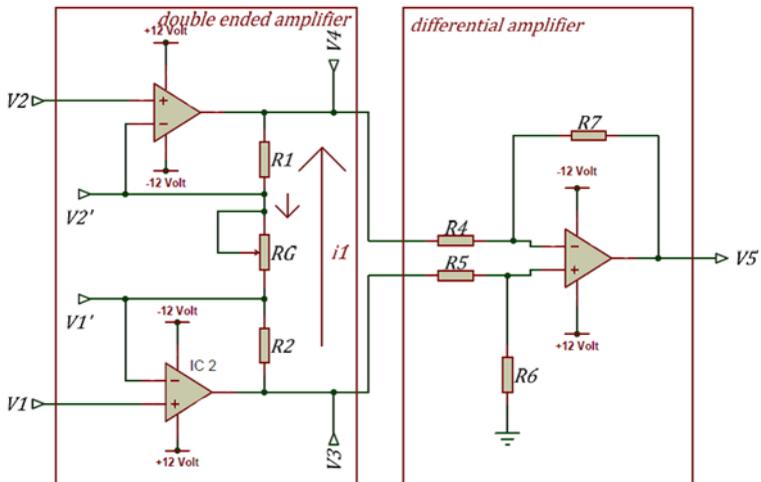


Gambar 2.9 Letak Segitiga Einthoven

merupakan jumlah dari keduanya. Sadapan I merekam beda potensial antara tangan kanan yang bermuatan negatif dengan tangan kiri yang bermuatan positif dengan sudut orientasi 0° . Sadapan II merekam beda potensial antara tangan kanan yang bermuatan negatif dengan kaki kiri yang bermuatan positif dengan sudut orientasi 60° . Sadapan III merekam beda potensial antara tangan kiri yang bermuatan negatif dengan kaki kiri yang bermuatan positif dengan sudut orientasi 120° .

2.3.2. Penguat Instrumentasi

Sinyal yang telah disadap oleh elektroda mempunyai nilai beda potensial yang sangat kecil berkisar orde milivolt, oleh karena itu diperlukan penguat instrumentasi yang digunakan untuk menguatkan nilai tersebut ratusan hingga ribuan kali agar dapat dilakukan Analisa lebih lanjut. Rangkain ini menguatkan sinyal dari dalam tubuh tanpa mengubah bentuk aslinya, oleh karena itu juga biasa dikenal sebagai *biopotential amplifier*. Rangkain ini terdiri dari rangkaian *double ended amplifier* dan rangkaian *differential amplifier*; selain itu terdapat rangkaian *driven left leg* yang berguna untuk menyamakan tegangan ground pada kaki kiri yang dapat terlihat pada gambar 2.10. Analisa rangkaian dimulai dengan perbedaan tegangan antara V_1 dan V_2 karena adanya *virtual ground* pada op-amp, maka dapat dituliskan dengan Persamaan 2.1.



Gambar 2.10 Rangkain Penguat Instrumentasi [4]

$$V_1' = V_1 \quad ; \quad V_2' = V_2 \quad (2.1)$$

Dimana beda potensial antara V_1 dan V_2 menimbulkan arus i_1 yang mengalir diantara V_3 dan V_4 yang diturunkan pada Persamaan 2.2.

$$i_1 = \frac{V_1 - V_2}{R_G} \quad (2.2)$$

$$V_3 - V_4 = i_1 \cdot (R_1 + R_2 + R_G) \quad (2.3)$$

Lalu dengan mensubstitusi Persamaan 2.2 ke dalam Persamaan 2.3, maka didapatkan Persamaan 2.4

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{R_1 + R_2 + R_G}{R_G} \quad (2.4)$$

Karena besar resistansi R_1 dan R_2 sama, maka didapatkan Persamaan 2.5

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{2R_1}{R_G} + 1 \quad (2.5)$$

Keluaran rangkaian *double ended amplifier* merupakan masukan untuk rangkaian penguat differential, sehingga didapatkan Persamaan 2.6

$$V_5 = V_{5|V_3} + V_{4|V_3} \quad (2.6)$$

Dimana $V_{5|V_3}$ merupakan rangkaian non-inverting amplifier dan diturunkan pada Persamaan 2.7

$$V_{5|V_3} = \left(\frac{R_7}{R_4} + 1 \right) \cdot \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} V_3 \right) \quad (2.7)$$

Dimana $V_{5|V_4}$ merupakan rangkaian inverting amplifier dan diturunkan pada Persamaan 2.8

$$V_{5|V_4} = - \left(\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4 \right) \quad (2.8)$$

Setelah disubstitusikan, maka didapatkan Persamaan 2.9

$$V_5 = \left[\left(\frac{R_7}{R_4} + 1 \right) \cdot \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} \cdot V_3 \right) \right] - \left[\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4 \right] \quad (2.9)$$

Jika nilai R4, R5, R6, dan R7 sama dengan R1 maka didapatkan Persamaan 2.10

$$V_5 = V_3 - V_4 \quad (2.10)$$

Bila disubstitusikan Dengan rangkaian *double ended amplifier* maka diperoleh hubungan input output pada Persamaan 2.11

$$V_{out} = \left(\frac{2R_1}{R_G} + 1 \right) \times (V_1 - V_2) \quad (2.11)$$

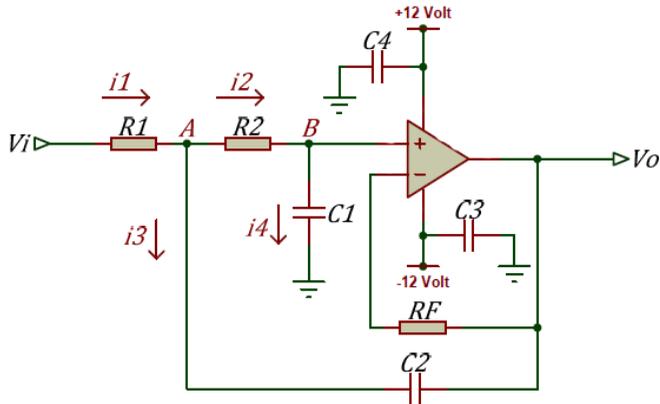
Maka diperoleh Persamaan 2.12

$$G = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.12)$$

Dimana R_G merupakan resistor yang mengatur besar kecilnya penguatan.

2.3.3. Low Pass Filter

Setelah sinyal melalui penguat instrumentasi, sinyal perlu dibersihkan dari *noise* yang tidak diinginkan pada frekuensi diatas 100 Hz, karena standar pengukuran sinyal jantung berkisar antara 0.05Hz



Gambar 2.11 Rangkaian LPF -40dB/dec

hingga 100Hz. Maka dari itu dibutuhkan rangkaian *Low Pass Filter* yang berfungsi untuk meredam interferensi yang disebabkan oleh gelombang *radio frequency (RF)*. Rangkaian ini melakukan penurunan penguatan setelah melebihi batas frekuensi *cut-off* (f_c) dan melewatkan sinyal dibawah frekuensi *cut-off*. Frekuensi *cut-off* merupakan batas frekuensi antara frekuensi yang ingin diredam dengan frekuensi yang ingin dilewatkan. Saat frekuensi *cut-off*. Penguatannya didapatkan pada Persamaan 2.13. [4]

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = \mathbf{0.707} \quad (2.13)$$

Rangkaian pada Gambar 2.21 menggunakan topologi *Sallen-Key*, dimana penguatan akan turun sebesar -40dB setiap frekuensi naik sebesar 10 kali. Rangkaian ini bekerja dengan prinsip buffer dan amplifier. Tegangan output ditahan dan dibalikkan melalui resistor RF ke masukan negatif op-amp dan diberi feedback melalui kapasitor C2. Berikut merupakan penurunan persamaan rangkaian ini:

$$i_1 = i_2 + i_3 = i + i_4 = i_4 \quad (2.14)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{1/j\omega.C_1} = j\omega.C_1.V_B = j\omega.C_1.V_o \quad (2.15)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.16)$$

Karena nilai $i_2 = i_4$ maka didapatkan Persamaan 2.17

$$i_2 = i_4 = j\omega.C_1.V_o \quad (2.17)$$

$$V_A = V_o + j\omega.C_1.R_2.V_o \quad (2.18)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{1/j\omega.C_2} = (V_A - V_o) j\omega.C_2 \quad (2.19)$$

Kemudian Persamaan 2.18 disubstitusikan ke Persamaan 2.19, maka diperoleh

$$i_3 = \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.20)$$

Berdasarkan hukum Kirchoff 1, maka $i_1 = i_2 + i_3$. Didapatkan Persamaan 2.21.

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o + (-\omega^2 C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o) \quad (2.21)$$

$$V_i = V_o \{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)\} \quad (2.22)$$

Sehingga penguatan akhir diperoleh persamaan 2.23.

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)} \quad (2.23)$$

Saat $\omega = \omega_c$, agar dapat menghasilkan sudut $+90^\circ$, maka didapatkan persamaan 2.24.

$$1 - \omega_c^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 = 0 \quad (2.24)$$

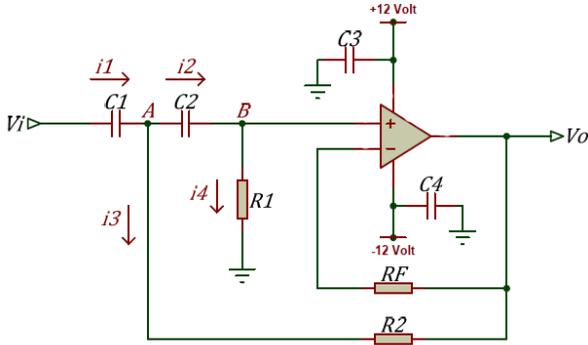
$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.25)$$

2.3.4. High Pass Filter

Setelah sinyal melewati *Low Pass Filter*, maka sinyal masih perlu dibersihkan dari *noise* berfrekuensi rendah yang diakibatkan karena adanya interferensi akibat pergerakan otot dan *DC drift*. Rangkaian ini digunakan untuk meredam sinyal dibawah batas *cut-off* dan melewatkan sinyal pada daerah diatas frekuensi *cut-off*. Saat pada frekuensi *cut-off*, penguatannya dapat dinyatakan dalam Persamaan 2.26.

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707 \quad (2.26)$$

Rangkaian pada Gambar 2.12 dirancang menggunakan topologi *Sallen-key*, dimana penguatannya akan naik sebesar 40dB jika frekuensi naik sebesar 10 kali. Rangkaian ini bekerja dengan prinsip *buffer* dan *amplifier*, yang mana menggunakan umpan balik melalui resistor RF dan ke masukan negatif op-amp dan melalui R2 ke masukan sinyal, baru dilewatkan kapasitor C1 dan C2. Berikut merupakan penurunan dari



Gambar 2.12 Rangkaian HPF +40dB/dec

persamaan:

$$i_1 = i_2 + i_3 = i_4 \quad (2.27)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{1/j\omega \cdot C_2} = j\omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_o) \quad (2.28)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.29)$$

Karena $i_2 = i_4$ maka diperoleh Persamaan 2.30

$$(V_A - V_o) j\omega \cdot C_2 = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.30)$$

$$V_A = V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \quad (2.31)$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{1/j\omega \cdot C_1} = j\omega \cdot C_1 \cdot (V_i - V_A) \quad (2.32)$$

Ketika Persamaan 2.31 disubstitusikan ke Persamaan 2.32, maka didapatkan Persamaan 2.33.

$$i_1 = \left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 \quad (2.33)$$

$$i_4 = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.34)$$

Berdasarkan hukum Kirchoff 1, maka $i_1 = i_2 + i_3$. Didapatkan Persamaan 2.35.

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega.C_2.R_1} \right) \cdot j\omega.C_1 = (V_A - V_o) \cdot j\omega.C_2 + \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.35)$$

$$V_i = V_o + \frac{V_o}{j\omega.C_1.R_1} + \frac{V_o}{j\omega.C_2.R_1} - \frac{V_o}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} \quad (2.36)$$

$$V_i = V_o \left\{ 1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} + \frac{1}{j\omega.R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right\} \quad (2.37)$$

Sehingga penguatan akhir didapatkan Persamaan 2.38.

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} - j\frac{1}{\omega.R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.38)$$

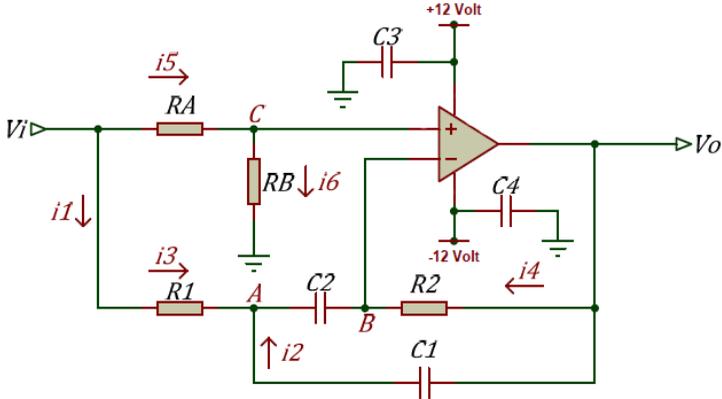
pada saat $\omega = \omega_c$, maka nilai penguatan dan sudut fasenya $+90^\circ$. Agar dapat menghasilkan nilai sudut fase tersebut, maka nilai sudut pada penyebut sama dengan -90° . Sehingga didapatkan Persamaan 2.39

$$1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} = 0 \quad (2.39)$$

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1.C_2.R_1.R_2}} \quad (2.40)$$

2.3.5. Band Stop Filter

setelah melewati rangkaian *Low Pass Filter* dan *High Pass Filter*, diperlukan rangkaian *Band Stop Filter* yang digunakan untuk meredam hanya pada frekuensi yang diperlukan saja dan memiliki sebuah lebar *bandwidth* tertentu, yang disebabkan karena pada rangkaian ini memiliki frekuensi *cut-off* bawah (f_l) dan frekuensi *cut-off* atas (f_h). Sinyal yang akan diredam yaitu sinyal yang hanya pada rentang frekuensi antara frekuensi *cut-off* bawah dan frekuensi *cut-off* atas, sedangkan sinyal dengan frekuensi diluar rentang itu tidak akan mengalami peredaman. Rangkaian ini digunakan untuk meredam sinyal pada jala-jala



Gambar 2.13 Rangkaian BSF -40dB

listrik rumah dengan frekuensi 50Hz dan bandwidth 4Hz, dengan topologi *Sallen-key* dengan orde 2 seperti Gambar 2.13.

Bandwidth merupakan selisih antara frekuensi *cut-off* bawah dan frekuensi *cut-off* atas $B = \omega_{CH} - \omega_{CL}$. Sedangkan perbandingan lebar bidang frekuensi atau *bandwidth* dengan frekuensi resonansi disebut dengan faktor kualitas (*Q*) yang dapat ditulis dengan persamaan $Q = \frac{\omega_c}{B}$

Berikut merupakan penurunan persamaan dari rangkaian ini:

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{R_1} \quad (2.41)$$

$$i_2 = (V_o - V_A)j\omega \cdot C_1, \quad i_3 = (V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 \quad (2.42)$$

$$i_4 = \frac{V_o - V_B}{R_2}, \quad i_5 = \frac{V_i - V_B}{R_A} \quad (2.43)$$

$$i_6 = \frac{V_B}{R_B} \quad (2.44)$$

$$V_B = V_C = \frac{R_B}{R_A + R_B} \cdot V_i \quad (2.45)$$

$$V_B \left(\frac{R_A + R_B}{R_A \cdot R_B} \right) = \frac{V_i}{R_A} \quad (2.46)$$

Berdasarkan hukum *kirchoff* 1 pada titik B, $i_3 = i_4$ sehingga didapatkan Persamaan 2.47.

$$(V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 + \frac{V_o - V_B}{R_2} = 0 \quad (2.47)$$

$$V_A = \frac{-V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2}\right) \quad (2.48)$$

Berdasarkan Hukum *kirchoff* 1 pada titik A, $i_1 + i_2 = i_3$ sehingga didapatkan Persamaan 2.49.

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} + (V_o - V_A)j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 \quad (2.49)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) - j\omega \cdot C_2}{j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot 2R_1 \cdot R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2}} \quad (2.50)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C + \frac{1}{j\omega \cdot C \cdot R_1 \cdot R_2 + \frac{2}{R_2}} \right)}{j\omega \cdot C + \frac{1}{j\omega \cdot C \cdot R_1 \cdot R_2 + \frac{2}{R_2}}} \quad (2.51)$$

$$Acl = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\left(1 - \frac{2R_1}{R_2}\right) + j \left(\frac{1}{\omega \cdot C \cdot R_2} - \omega \cdot C \cdot R_1 \right) \right)}{-\frac{2R_1}{R_2} - j \left(\frac{1}{\omega \cdot C \cdot R_2} - \omega \cdot C \cdot R_1 \right)} \quad (2.52)$$

Frekuensi resonansi terjadi saat bagian imajiner sama dengan nol

$$\frac{1}{\omega_r \cdot C \cdot R_2} - \omega_r \cdot C \cdot R_1 = 0 \quad (2.53)$$

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{C \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.54)$$

Penguatan pada frekuensi input sama dengan frekuensi resonansi (A_r)

$$A_r = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(-1 - \frac{2R_1}{R_2} \right)}{\frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.55)$$

$$A_r = \frac{-R_2}{2R_1} + \frac{R_B}{R_A+R_B} \left(\frac{R_2+2R_1}{2R_1} \right) \quad (2.56)$$

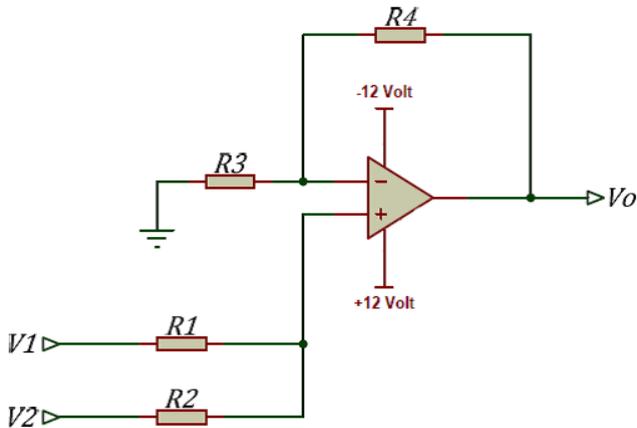
Lebar *bandwidth* dapat dituliskan sebagai Persamaan 2.57

$$B = \frac{2}{R_2 \cdot C} \quad (2.57)$$

2.3.6. Rangkaian Penjumlah

Sebelum sinyal dimasukkan kedalam ADC, maka sinyal perlu di jumlahkan dengan nilai tegangan tertentu dimana untuk menyempurnakan hasil pembacaan ADC, karena ADC hanya dapat membaca nilai tegangan minimal nol. Oleh karena itu *non inverting adder* atau rangkaian penjumlah tanpa membalik nilai. Rangkaian ini memanfaatkan tegangan referensi dari luar untuk meningkatkan keluaran yang linier yang bergantung pada penjumlahan sinyal masuk dengan tegangan referensi tersebut. Rangkaian ini memiliki penguat satu kali seperti pada Gambar 2.14.[4]

Pada rangkaian ini digunakan nilai resistansi $R_1 = R_2$ yang bertujuan untuk mendapatkan akurasi penjumlahan sinyal masukan pada rangkaian, dan agar nilai penguatannya sama dengan satu. Rangkaian ini menggunakan prinsip kerja *non-inverting amplifier* yang tidak membalik nilai masukan menjadi negative. Besar penguatan dikendalikan oleh resistor R_3 dan R_4 . Berikut merupakan penurunan persamaan rangkaian



Gambar 2.14 Rangkaian Penjumlah

ini dengan menggunakan teorema superposisi.

$$V_o = V_{o1} + V_{o2} \quad (2.58)$$

Dimana V_{o1} merupakan keluaran dari sumber dan V_{o2} merupakan tegangan keluaran dari sumber 2.

$$V_{o1} = \left[\frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V_1 \right] \cdot \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.59)$$

$$V_{o2} = \left[\frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_2 \right] \cdot \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.60)$$

Sehingga didapatkan persamaan keluaran

$$V_o = \left(\frac{R_4}{R_3} + 1 \right) \cdot (V_1 + V_2) \quad (2.61)$$

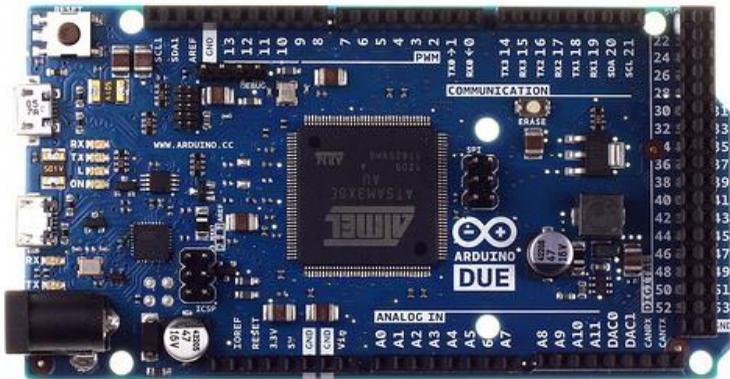
Dimana V_1 merupakan sinyal hasil keluaran filter, dan V_2 merupakan tegangan penjumlah dari tegangan referensi.[4]

2.4 Pemrosesan Sinyal Digital

Setelah sinyal analog telah dapat dihasilkan, sinyal tersebut baru akan dimasukkan ke dalam mikrokontroler melalui ADC (*Analog to Digital Converter*) untuk diubah menjadi nilai digital agar dapat dikomputasi. Pemrosesan sinyal digital terdiri dari pemrosesan sinyal analog ke digital, filter digital, dan komunikasi serial melalui kabel. Pemrosesan sinyal digital diperlukan agar sinyal dapat dianalisa lebih baik, sehingga keluaran yang diinginkan sesuai dengan yang diperlukan.

2.4.1 Mikrokontroler Arduino Due

Pada pemrosesan sinyal digital digunakan mikrokontroler Arduino Due yang berbasis ARM yang dapat dilihat pada Gambar 2.15. Mikrokontroler ini merupakan produk dari Arduino yang menggunakan prosesor ATSAM3X8E AU yang memiliki performa 32bit. Mikrokontroler ini dipilih karena banyak fitur yang telah diberikan dan memiliki DMA, ADC, *Timer*, pin digital maupun PWM yang cukup banyak, dan dapat beroperasi maksimal pada kecepatan 84MHz yang mana sangat dibutuhkan ketika melakukan pemrosesan sinyal digital secara *real-time*. Fitur lain yang dimiliki oleh mikrokontroler ini antara



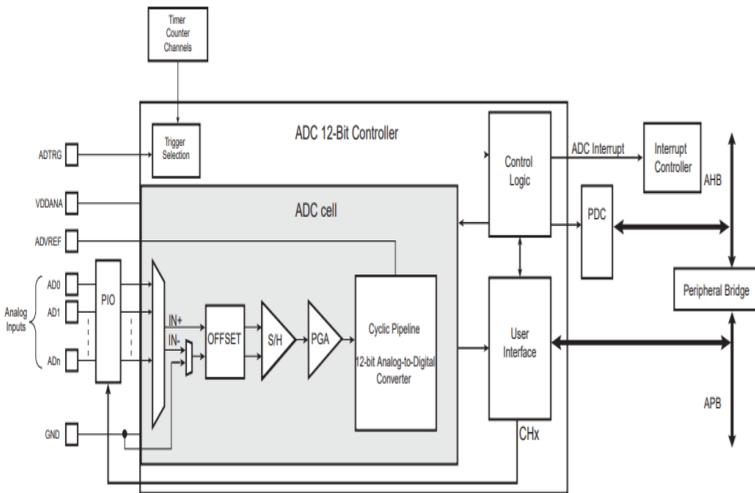
Gambar 2.15 Arduino Due

lain:

- Memiliki *flash memory* sebesar 512Kbyte dan dapat mencapai 100Kbyte untuk SRAM memori, sehingga hal ini dapat menunjang pemrosesan data yang Panjang.
- RTC dan RTT dengan konsumsi daya rendah.
- Memiliki 5 UART dan 4 SPI.
- Memiliki 12 ADC dengan resolusi 12 bit.
- Memiliki 2 DAC
- Dapat beroperasi dalam tegangan antara 1.62V hingga 3.6V saja
- Memiliki tiga mode konsumsi daya rendah : *sleep*, yang mana prosesor berhenti saat fungsi lain bisa tetap bekerja. *Wait*, yang mana semua clock dan fungsi diberhentikan tapi beberapa peripheral dapat dikonfigurasi untuk menghidupkan system yang berbasis pada kondisi yang telah didefinisikan. *Backup*, yang mana hanya RTC, RTT dan *wake-up logic* yang berjalan. [7]

2.4.2 Analog-to-Digital Converter

ADC pada Arduino due dapat beroperasi dengan dengan resolusi 10 bit atau 12 bit yang mana diatur oleh ADC kontroler. Dimana juga diintegrasikan dengan 16-to-1 analog multiplexer, sehingga memungkinkan ADC untuk 16 jalur analog. Konversi berkisar dari 0V hingga ADVREF. [12]



Gambar 2.16 Diagram Blok dari ADC Arduino Due

Perbandingan sirkuit memungkinkan deteksi secara otomatis dari nilai dibawah *threshold*, nilai yang lebih besar dari *threshold*, pada jarak yang telah diberikan atau diluar jarak tersebut, *threshold* dan jarak sangat dapat dikonfigurasi.

Keluaran ADC internal kontroler secara langsung terhubung dengan masukan PWM. Dimana masukan ini dapat ditegaskan oleh rata-rata dari perbandingan sirkuit yang bertujuan untuk menaruh keluaran PWM pada keadaan yang aman. ADC juga diintegrasikan dengan *sleep mode* dan pengurut konversi dan terhubung dengan kanal PDC. Fitur ini menurunkan konsumsi daya dan intervensi yang diakibatkan oleh prosesor. ADC memiliki sebuah ujung yang dapat dipilih atau sangat berbeda dengan input. Seluruh kumpulan dari tegangan referensi dihasilkan secara internal dari sebuah tegangan referensi dari luar yang mungkin sebanding dengan pemenuhan tegangan analog. Block diagram dapat dilihat pada Gambar 2.16.

Faktor yang berperan pada kualitas dari sinyal yang di *sampling* bergantung pada resolusi dari ADC sendiri. Resolusi dari tiap bit ADC dapat dihitung dengan membagi tegangan referensi dengan $2^n - 1$. Dimana nilai n merupakan nilai resolusi dari ADC. Semakin tinggi

resolusi ADC maka hasil *sampling* akan semakin mendekati sinyal aslinya.

2.4.3 Pemrosesan Sinyal Digital

pemrosesan sinyal digital merupakan tahap yang digunakan untuk melakukan segmentasi terhadap gelombang yang telah dihasilkan oleh pengolahan sinyal analog. Segmentasi sinyal perlu dilakukan untuk memisahkan dan mendapatkan segmen tertentu yang dibutuhkan seperti QRS complex dari keseluruhan segmen yang dihasilkan dari satu siklus yang juga dapat dipergunakan untuk mencari lebar interval dari setiap segmen R yang dapat digunakan untuk mencari nilai *heart rate*. Ada dua teorema untuk mencari segmen tersebut, yakni menggunakan *band pass filter* yang bisa didapatkan dari penurunan langsung maupun gabungan dari *low pass filter* dengan *high pass filter*, dan menggunakan *windowed search*.

Teorema pertama menggunakan *band pass filter*, yang bisa didapatkan dengan penurunan langsung maupun gabungan dari penurunan *low pass filter* dengan *high pass filter*. Filter ini merupakan filter IIR, karena pengolahan yang dilakukan secara kontinu dan terus menerus. Dengan menggunakan teorema ini maka bisa didapatkan QRS complex. Perancangan ini menggunakan metode *butterworth*, sehingga hasil keluaran merupakan sinyal yang berada dalam *bandwidth* dari frekuensi *cut-off* dari *high pass filter* dan *low pass filter*. Sehingga dapat ditulis persamaan *low pass filter* dengan Persamaan 2.62.

Teorema kedua menggunakan presentase waktu dari sinyal masukan. Metode yang digunakan oleh Willis J. Tompkins untuk mencari segmen ST. metode ini menggunakan titik *J* yang letaknya setelah segmen QRS. Segmentasi dapat dilakukan dengan pendekatan dari $J+x$, $R+x$, dan *windowed search*. Pendekatan pertama dengan pendekatan $J+x$ adalah metode yang mengambil segmen ST sebagai titik $J+x$ ms. Pengukuran biasanya dibuat pada titik $J+80$ ms. Namun nilai x bervariasi dari nilai 20 hingga 120. [5]

Pendekatan kedua dengan pendekatan $R+x$ adalah pendekatan yang menggunakan puncak gelombang sinyal jantung, yaitu R, sebagai titik awal untuk melakukan pencarian segmen ST. Pengukuran dilakukan x ms setelah puncak R. Pendekatan ini lebih mudah dilakukan karena memanfaatkan Segmen R yang sangat terlihat jelas dari satu siklus jantung.

Pendekatan ketiga dengan *windowed search* yaitu menentukan

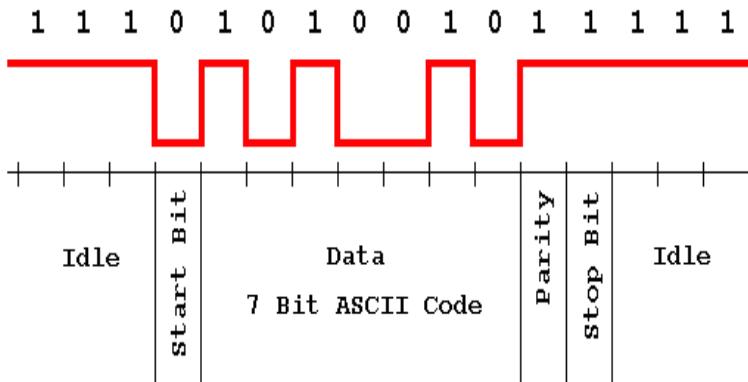
sebuah titik dan menambahkan sebuah interval ke kanan dan ke kiri dengan lebar yang sama besarnya. Pendekatan ini digunakan metode $J+20$ ms dan awal gelombang T sebagai Batasan jendela. Setelah itu dicari tingkat depresi atau elevasi dari segmen ST. Pada metode ini nilai X bervariasi dari 20 hingga 120. Tingkat ST didapatkan dengan mencari nilai rata-rata tegangan selama window tersebut.

2.4.4 Komunikasi Serial

Komunikasi serial merupakan pengiriman data antara dua media yang dipasang secara seri. Setelah dapat diproses secara digital melalui mikrokontroler, maka keluaran dikirimkan melalui sistem komunikasi serial. Data yang dikirimkan akan diterima berupa kedalaman bentuk karakter meskipun berupa angka.

Pada komunikasi ini, proses pengiriman data dilakukan bit per bit. Komunikasi serial memiliki kelebihan dalam kualitas data karena pengiriman dilakukan secara serial dan penggunaannya lebih praktis, dan memiliki kelemahan mengenai kecepatan pengiriman karena pengiriman tidak dilakukan secara parallel yang mana berarti tidak dapat mengirimkan data yang banyak secara bersamaan. Satu paket data yang dikirim disebut dengan satu *frame* dan data dikirim dalam bentuk bilangan biner.

Terdapat dua macam mode serial yaitu sinkron dan asinkron. Perbedaannya terletak pada fungsi penggunaan dari *clock*. Komunikasi

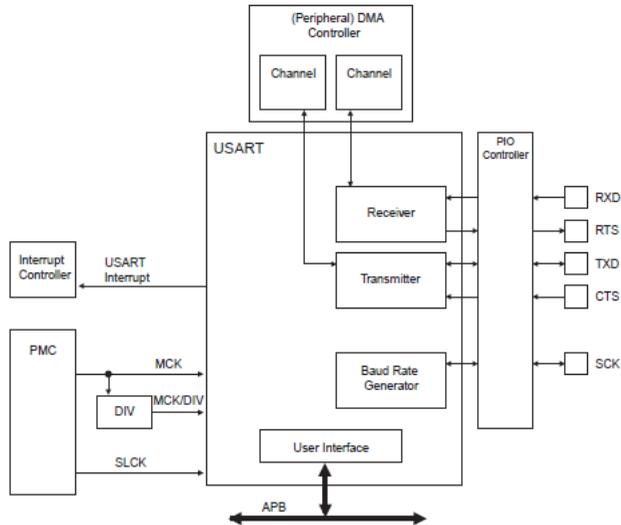


Gambar 2.17 Morfologi Pengiriman Data Serial

menggunakan *clock* disebut sinkron karena data yang dikirimkan sesuai dengan waktu dari *clock*, oleh karena itu penggunaan sinkron membutuhkan nilai *clock* yang sama dan telah disesuaikan terlebih dahulu pada kedua media. Pada mode asinkron data dikirim secara langsung tanpa memperhatikan *clock*. Hal ini dapat membuat jeda setiap pemrosesan data berbeda-beda, namun dapat dikirimkan beberapa data sekaligus dalam sebuah pengiriman.

Dalam pengiriman serial ada beberapa parameter yang perlu diperhatikan untuk melakukan pengiriman dengan tepat, hal ini dapat dilihat dalam Gambar 2.17. parameter yang perlu diperhatikan adalah *baud rate* yang mana mengindikasikan seberapa cepat pengiriman dan penerimaan data, sehingga kedua media perlu diatur dengan kecepatan *baud rata* yang sama; lebar data yang mana mengindikasikan Panjang bit per karakter; *parity* yang mana merupakan pengatur integritas data; *flag* awal dan akhir yang mana menunjukkan ada tidaknya bit awal dan akhir disetiap pengiriman data.

Pada Arduino Due sudah memiliki fitur tertanam USART (*Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*) dimana dapat melakukan 5 hingga 9 bit *full-duplex synchronous* atau



Gambar 2.18 Diagram Blok USART

asynchronous serial communications. Dimana menggunakan RS485 dengan *driver control signal* dan telah dapat mendukung dari dua peripheral *DMA controller channel*. Diagram USART dapat dilihat pada Gambar 2.18.

2.5 *Virtual Reality*

Virtual Reality (VR) pertama kali digunakan pada abad 1980an. *Oxford English Dictionary* (OED) menunjukkan penggunaan *virtual reality* lebih awal, dimana *virtual reality* bukanlah computer. Namun merupakan teknologi yang menggunakan komputerisasi untuk mensintensis realitas bersama. Sistem VR sederhana termasuk dalam video game rumah yang menghasilkan tampilan grafis tiga dimensi (3D) dan suara stereo dan dikendalikan oleh operator menggunakan *joystick* atau keyboard computer. Sistem lebih lanut – seperti untuk pelatihan pilot dan pengalaman hiburan imersif – dapat termasuk *head-mounted display* atau layer proyeksi berukuran besar untuk menampilkan gambar, suara 3D, dan *treadmill* yang mana mengizinkan operator untuk berjalan melalui lingkungan virtual.[13]

Kondisi *virtual reality* biasa dideskripsikan dimana kita dapat berinteraksi dengan data spasial yang *real-time*. Ini merupakan kata kunci dimana komunitas pengguna industry, pemasok, pemerintah, badan pendanaan dan akademisi telah berkumpul. Penggunaan *virtual reality* dapat menarik perhatian ke medium VR atau sistem VR. VR medium fokus pada lingkungan virtual dan model yang dibuat dalam computer. Sedangkan sistem VR adalah kebalikannya yaitu berfokus pada *hardware* dan *software*. [10]

2.5.1 *Medium Virtual Reality*

Mempertimbangkan VR sebagai sebuah medium, perhati kita akan terfokus pada representasi dalam medium dan implikasinya, daripada *hardware* dan *software* pada sistem computer sekarang. Ketertarikan kita terletak pada bagaimana individu menggunakan dan dapat menggunakan VR dalam design, produksi dan pengaturan dari pembentukan lingkungan. Sebagai medium, VR dibagi memiliki tiga definisi karekteristik, sebagai berikut :

- Interaktif – pengguna dapat berinteraksi dengan model.
- Spatial – model merupakan representasi dalam tiga spasial dimensi
- *Real-time* – umpan balik dari aksi yang diberikan tanpa

melakukan pemberhentian yang disadari.

Perluasan dari karakteristik diatas dapat bervariasi. Contohnya, alam dan perluasan dari interaksi yang bervariasi tergantung pada aplikasi. Pengguna VR dapat secara normal menavigasi secara bebas melalui model, dan membuat keputusan tentang apa yang dilihat. Bagaimanapun, mereka mungkin atau juga tidak mungkin bisa untuk secara intuitif membuat objek didalam lingkungan virtual. Ada beberapa parameter dari objek dan kondisi perubahan yang mana diperlihatkan. Itu merupakan beberapa hal dari bentuk interaksi yang membedakan VR dari animasi dan beberapa interaksi minimum dibutuhkan untuk sebuah medium agar dapat dipertimbangkan sebagai VR.

Definisi minimum dari VR sebagai medium – interaktif, spasial dan *real-time* – menutupi ruang dari aplikasi pada tipe sistem VR yang berbeda. Hal tersebut termasuk *professional applications* untuk penjadwalan konstruksi dan aplikasi untuk penggunaan pada tatap muka pengguna.

2.5.2 Sistem *Virtual Reality*

Sistem VR mendukung penggunaan dari interaktif, spasial, *real-time* medium dan terdiri dari *hardware* dan *software* computer, input dan output dari alat, data dan pengguna. Sistem ini diklasifikasikan sebagai berikut:

- *Immersive system* secara keseluruhan melingkupi pengguna,

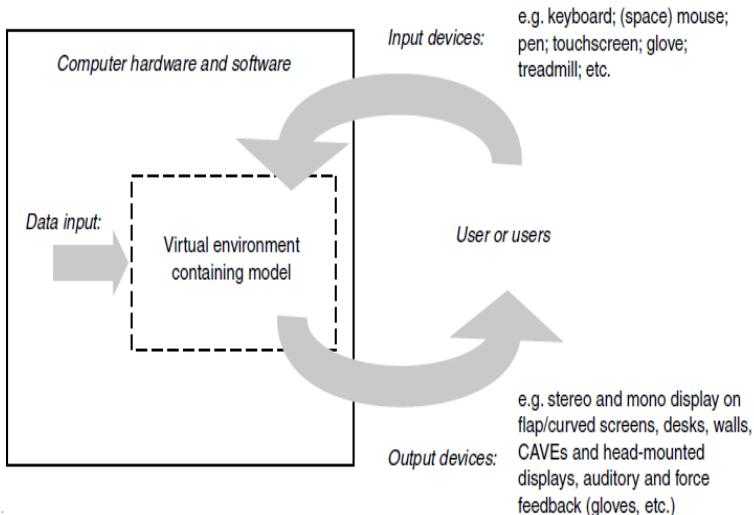


Gambar 2.19 Aplikasi Lingkungan *Immersive*

yang seharusnya memberikan pengalaman tanpa perantara. Hal ini dibentuk oleh khusus oleh spesialis *hardware* seperti *head-mounted* dan *layer wall-mounted* yang besar. Hal ini membutuhkan daya komputasi yang tinggi untuk meningkatkan realisasi lingkungan.

- *Non-immersive system* secara umum menggunakan lebih banyak *hardware* umum. Kesamaan teknik *software* dipergunakan tapi sistem tidak dapat secara menyeluruh terbenam pada pengguna. Terkadang dideskripsikan sebagai sistem *window-on-a-world*, mereka mengizinkan pengguna untuk melihat VR melalui sebuah layer atau tampilan yang tidak tampil melingkupi pengguna.
- *Augmented reality system* melapisi virtual dan imajinasi dunia nyata mengizinkan pengguna untuk berinteraksi dengan dunia virtual maupun dunia nyata. Sistem ini menurunkan jumlah dari geometri yang mana perlu untuk membentuk dunia virtual.

Ada spektrum dari beberapa tipe sistem yang berbeda, dari *immersive system* hingga *non-immersive system* berbiaya rendah.



Gambar 2.20 Diagram Komponen dari VR

Spektrum adalah polarisasi dengan banyak sistem. Komponen dari sistem VR adalah *hardware* dan *software* dari computer, input dan output alat-alat, data dan pengguna, disertakan pada gambar 2.20.

2.6 Unity Engine

Unity engine merupakan sebuah *software* yang dipergunakan untuk mendesain sebuah tampilan dapat berupa 2D maupun 3D sesuai kebutuhan. *Unity engine* memiliki banyak fitur, yaitu dapat mengembangkan sebuah tampilan dengan bantuan *asset* yang bisadidapatkan di *asset store*, dapat langsung di “*build*” di berbagai macam OS baik di windows, PS4, Xbox dan Macbook, dan memiliki biaya lisensi yang cukup murah dalam mengembangkan teknologi permainan. Penggunaan *software* ini memberikan kelebihan pada pembuat permainan dengan sekumpulan fitur yang diperlukan untuk membuat permainan secara cepat dan efisien.

Software ini merupakan kerangka untuk mengembangkan permainan yang mendukung dan membawa beberapa hal secara bersamaan. Selain itu, pengguna dapat langsung memasukan seni dan *asset*, 2D dan 3D, dari *software* lain, seperti *Maya* atau *3s Max* ataupun *Photoshop*; menyatukan *asset* tersebut kedalam sebuah *scene* dan lingkungan; penambahan pencahayaan, suara, efek spesial, fisik dan animasi, interaktifitas yang semakin mendukung, dan logika permainan yang dapat dituangkan dalam beberapa bahasa. Alasan terutama untuk keberhasilan *software* ini dapat sukses karena didukung dengan biaya lisensi yang tidak begitu mahal. Pembuat *software* ini ingin membuat sebuah teknologi permainan dengan medium 3D pertama kali di *website* mereka.

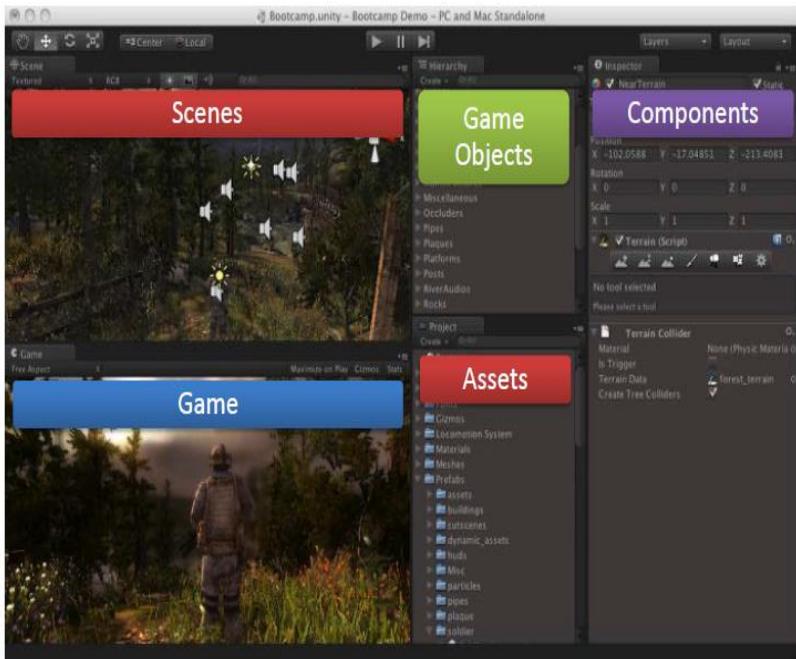
Dengan dorongan factor ini pembuat *software* mengembangkannya hingga menjadi seperti sekarang. Pertama kali *software* ini digunakan sangat berhasil pada pembuatan permainan PS2. Hal yang dapat dilakukan oleh *Unity* adalah sebagai berikut:

- *Rendering* yang berarti pengolahan gambar secara garis besar menggunakan warna dan bayangan untuk membuatnya tampak padat dan tiga dimensi.
- *Animation* yang berarti sebuah medium yang dinamis yang mana gambar-gambar atau objek dimanipulasi untuk menampilkan gambar yang bergerak.
- *Audio* yang berarti suara/bunyi yang timbul akibat adanya getaran dari suatu benda dan dapat mempengaruhi keadaan emosi dari pendengar.

- *Scripting* yang berarti pemrograman dalam Bahasa tertentu, dimana disini dapat menggunakan Bahasa C++, JavaScript, maupun Boo.
- *Artificial intelligence* yang berarti pengguna *software* dapat meningkatkan pola permainan secara otomatis berdasarkan komputasi tertentu.
- *Input* yang berarti dapat dihubungkan dengan perangkat dari luar yang dapat melakukan komunikasi dengan *software* secara *real-time* dan melakukan sebuah instruksi.

2.6.1 Editor Interface

Pada tampilan awal *unity* memberikan jendela *scene* yang berguna untuk peletakkan objek maupun alur permainan dan juga dapat mengatur peletakkan pencahayaan yang digunakan, *game object* yang dimanfaatkan untuk melihat daftar penggunaan komponen dari setiap objek yang digunakan, *inspector* merupakan tempat pengaturan dari



Gambar 2.21 Tampilan Editor Interface

posisi objek dan penggunaan *scripting* yang telah dibentuk, *asset* merupakan jendela yang dapat berisi desain sebuah objek, maupun *script* yang telah dibentuk oleh pengguna, dan yang terakhir adalah jendela *game* yang mana merupakan tempat mengevaluasi hasil dari peletakan maupun *script* yang telah dibentuk. Hal ini dapat dilihat pada Gambar 2.21.

2.6.2 Arsitektur

Arsitektur dari *Unity* terdiri dari bagian terluar yaitu tampilan permainan dimana merupakan hasil dari gabungan *asset* yang digunakan, dengan *scene* yang telah disiapkan dengan mengandung *game object* dan komponen didalamnya. Dimana peletakan didalam *scene* memperhatikan posisi dan apakah sebuah objek terbentuk padat atau kosong, karena hal tersebut diperhatikan terlebih ketika menggunakan sebuah bidang, maka akan secara langsung memberikan gravitasi pada keseluruhan dari *scene*.

Game object merupakan objek yang dapat digunakan untuk menentukan penggunaan pemeran utama, subyek lain, maupun tambahan perlengkapan yang dapat mendukung efek virtual. Pengaturan objek perlu memperhatikan jendela *inspector*, dimana dapat mengatur posisi, sudut pandang, maupun *script* yang digunakan untuk mengatur pergerakan dari sebuah objek.

Komponen merupakan pendukung yang bisa berupa sebuah animasi, berupa latar belakang, maupun pencahayaan sehingga dapat lebih mendukung dari tampilan yang ditunjukkan melalui *unity*. Diagram urutan lapisan dari yang terumum dan terspesifik ditunjukkan pada Gambar 2.22.



Gambar 2.22 Diagram Lapisan arsitektur

2.7 *Head Mounted Display Proview™*

Head mounted display proview memiliki modul tampilan beresolusi tinggi, *drive electronic* dan sebuah ikat kepala yang nyaman. Ikat kepala membuat pemakai merasa nyaman tanpa perlu mekanisme untuk memperketat pemakaian. Setiap modul tampilan memiliki *full colour*, alat penampikan gambar dengan *XGA resolution Active Matrix Loquid Crystal Display* (AMLCD). Modul telah secara penuh mudah untuk diatur untuk mengoptimalkan tampilan dengan menambahkan fitur dari “*flipping*” ketika sudah tidak diperlukan lagi. HMD telah diperlengkapi dengan internal microphone. Panel sisi ikat kepala telah didesain untuk mengakomodasi redaman suara *headphone*. Spesifikasi *HMD Proview* dapat dilihat pada tabel 2.2

Kontroler HMD memiliki beberapa fungsi :

- Menerima 50-60 Hz, 100-240 VAC dan megkonversinya menjadi daya yang tepat untuk HMD.
- Penggunaan satu atau dua kanal XGA (1024 x 768 @60 Hz) untuk kanal video input yang menampilkan dan mengirimkan video ke mata yang tepat untuk stereoscopic.
- Telah menyediakan input dan output untuk audio dan control volume.

Tabel 2.2 Tabel Spesifikasi HMD [14]

DISPLAY	LCD Type Luminance	Full color, active matrix TFT, high speed polysilicon LCD-based image engine, 1024 x 768 resolution 35 ft. – adjustable (XL35 and XL50) 7 ft. – adjustable (XL70)
OPTICAL	Eye Relief Exit Pupil Binocular Overlap Stereo/Monosopic	Eyeglasses compatible Non pupil forming 100% Two independent optical channels
MECHANICAL	IPD adjustment IPD Range Audio HMD Weight Headtracker Sensor	Readily accessible on each display module Fits 95% male/female adults Built-in microphone or <u>optional</u> plug-in boom microphone Plug-in earbuds or optional (factory-installed) earphones 35 ounces Accommodates Polhemus, Ascension or Intersense tracker sensors

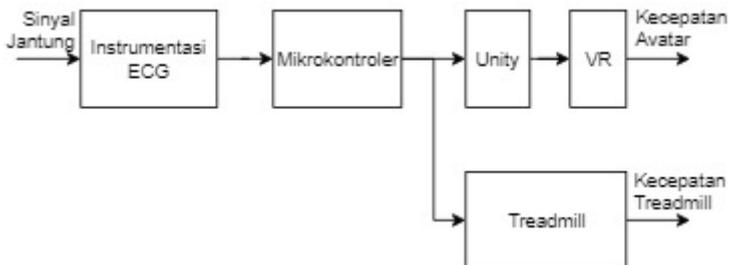
Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB III PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini akan menampilkan mengenai desain dari keseluruhan sistem. Perancangan sistem pengambilan sinyal jantung dengan menggunakan elektrokardiografi yang dimanfaatkan sebagai umpan balik dari *treadmill* yang di bantu dengan adanya tambahan fitur 3D dari *virtual reality* yang mana terdiri dari beberapa bagian, yakni elektrokardiogram, mikrokontroler, *personal computer* (PC) untuk pengolahan citra 3D, dan *treadmill*. Secara keseluruhan bagian ini dibagi menjadi dua bagian, yaitu perangkat keras dan perangkat lunak. Diagram blok sistem secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 3.1.

Dari diagram blok dapat dilihat bahwa pemrosesan sinyal merupakan hasil dari 2 tahap. Tahap pertama merupakan instrumentasi elektrokardiografi (ECG) yang mana melakukan pemrosesan secara analog dan hasilnya diproses lagi pada tahap kedua yaitu pada Mikrokontroler, namun sinyal hasil pengolahan analog harus dirubah dalam bentuk digital terlebih dahulu sebelum mengalami pemrosesan secara digital seperti *filtering*, *computing* dan *windowing* untuk mendapatkan nilai interval dari R-R agar dapat dihasilkan nilai BPM (*beat per minute*). Setelah pemrosesan secara digital selesai, maka data akan dikirim secara serial dengan menggunakan kabel usb to serial agar dapat di terima oleh PC dan oleh *treadmill*. Dimana hasil tersebut digunakan oleh PC untuk mengatur pergerakan secara virtual dan digunakan oleh *treadmill* sebagai pengatur kecepatan dari motor yang telah disesuaikan dengan BPM pengguna ketika menggunakan alat ini.

Sumber yang digunakan pada sistem elektrokardiogram menggunakan dua buah baterai kotak yang memiliki tegangan 9V dan



Gambar 3.1 Diagram Blok Keseluruhan Sistem

diubah menjadi +5V dan -5V menggunakan *voltage regulator 5V* yang dapat digunakan juga sebagai supply pull-up dari rangkaian pengontrol *treadmill*. Didalam mikrokontroler sudah terdapat *voltage regulator 5V* dan 3.3V yang dapat menyeimbangkan tegangan masukan dari laptop tanpa memberatkan konsumsi daya dari baterai yang dipergunakan untuk elektrokardiogram.

3.1 Perancangan Perangkat Elektrokardiogram

Perangkat keras pada elektrokardiogram secara umum tiga menjadi tiga tahap, yaitu rangkaian penguat instrumentasi yang digunakan untuk menguatkan amplitudo yang merupakan hasil sadapan dari elektroda dikarenakan nilai amplitudo yang didapatkan terlalu kecil namun memiliki banyak *noise*, rangkaian *filtering* yang dipergunakan untuk menyaring sinyal yang masuk agar menjadi sebuah sinyal yang diinginkan, dan rangkaian penjumlah yang digunakan untuk menaikkan tegangan terlebih dahulu agar berapa minimum nol karena pembacaan *analog-to-digital* converter melalui Arduino Due memiliki nilai minimum pembacaan 0V hingga 3.3V.

Sinyal jantung murni pada umumnya memiliki nilai amplitudo tidak lebih dari 2mV dengan rentang frekuensi 0.05 Hz hingga 100 Hz. Maka dari itu ada beberapa tahap dalam perancangan ECG yang diantaranya adalah penguat instrumentasi, *High Pass Filter* (HPF), *Low Pass Filter* (LPF), *Band Stop Filter* (BSF), dan rangkaian penjumlah. Keseluruhan proses dari rangkaian ECG dapat dilihat pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Diagram Blok ECG

3.1.1 Perancangan Penguat Instrumentasi

Sinyal yang dihasilkan oleh tubuh disadap menggunakan tiga buah elektroda dengan menggunakan teorema Einthoven sebagai dasar pemasangan dengan 3 *Lead*, yang diletakkan pada bagian tangan kanan, tangan kiri dan kaki kiri. Ketiga titik tersebut mewakili elektroda ekstermitas, sehingga tidak harus diletakkan pada pergelangan tangan, dan sinyal yang disadap akan semakin lebih baik jika ditaruh disekitar sumber sinyal seperti daerah dada pengguna alat tersebut. Setelah sinyal disadap maka akan dimasukkan ke penguat instrumentasi. Penguatan ini

bertujuan untuk membesarkan sinyal yang awalnya hanya memiliki amplitude maksimal dengan orde millivolt hingga menjadi sinyal yang berorde volt.

Penguat instrumentasi dibagi menjadi beberapa bagian. Pada bagian awal sinyal masukan akan dimasukkan kedalam filter *Low Pass* pasif terlebih dahulu. Hal ini digunakan untuk mengurangi efek redaman yang disebabkan oleh *gain-bandwidth product*. Teorema ini akan melakukan peredaman yang semakin kuat jika frekuensi yang dimasukkan semakin tinggi. Pada filter *Low pass* pasif ini memiliki frekuensi *cut-off* 159.15 Hz. Hal ini didapatkan dari persamaan 3.1[8]

$$f_c = \frac{1}{2\pi.R.C} \quad (3.1)$$

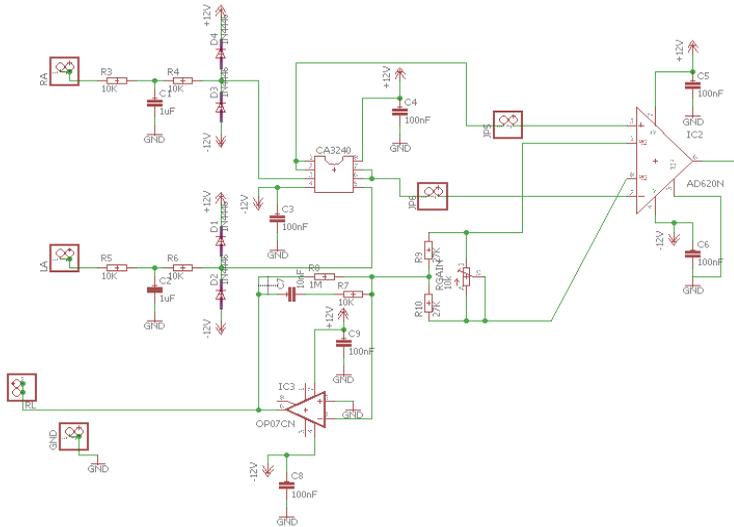
$$f_c = \frac{1}{2.\pi.100nF.10K\Omega}$$

$$f_c \cong 159.15 \text{ Hz}$$

Setelah melalui filter pasif, maka sinyal perlu dilewatkan rangkaian proteksi yang akan digunakan untuk memastikan keamanan pada rangkaian dan pengguna. Rangkaian proteksi akan dijelaskan lebih lanjut pada sub bab 3.1.2. kemudia setelah itu sinyal akan memasuki tahap penguatan yang terdiri dari 3 buah *op-amp*, yakni CA3240, AD620, dan OP07. Dimana CA3240 merupakan IC buffer yang gunanya agar tidak terjadi arus balik karena memiliki nilai impedansi yang tinggi hingga $1.5T\Omega$ dengan konsumsi arus yang sangat rendah hingga 10pA pada $\pm 15V$. Setelah itu sinyal positif dan negatif keluaran dari CA3240 dimasukkan ke rangkaian AD620. IC ini dipilih karena memiliki impedansi input yang berkisar $10M\Omega$ dan memiliki kemampuan untuk menguatkan hingga 1500 kali. Namun pada alat ini hanya dibutuhkan penguatan sebesar 400 kali. Dimana pengaturan besar penguatan bergantung pada resistor variable yang dipasang pada tahanan RG dan dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan 3.2.

$$1000 = \frac{49.4k\Omega}{RG} + 1 \quad (3.2)$$

$$RG \cong 50\Omega$$



Gambar 3.3 Rangkaian Penguat Instrumentasi

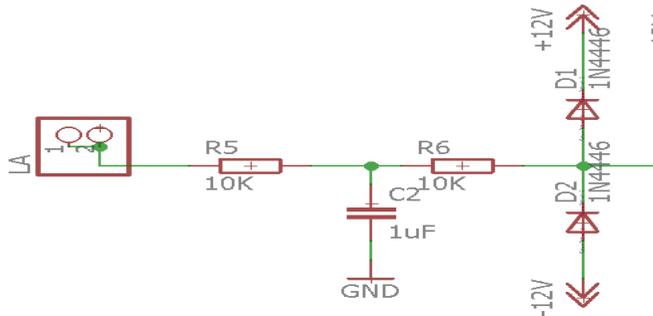
Hasil keluaran dari AD620 memiliki banyak noise yang walaupun telah melewati pasif filter disebabkan karena noise juga ikut mengalami penguatan ketika melewati AD620. Hal ini dapat diatasi dengan menggunakan rangkaian *drive left leg* yang menggunakan IC OP07. Rangkaian ini bekerja sebagai buffer dengan memiliki resistor feedback yang bernilai $1\text{M}\Omega$, dua resistor input bernilai $27\text{K}\Omega$, dan terdapat kapasitor yang digunakan untuk menjaga kestabilan rangkaian. Rangkaian ini digunakan untuk memberi masukan tegangan agar terjadi keseimbangan antara ground tubuh dengan ground pada rangkaian, dan keluarannya digunakan sebagai referensi. Rangkaian instrumentasi secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 3.3.

3.1.2 Rangkaian Proteksi

Rangkaian ini merupakan rangkaian yang perlu diperhatikan, karena fungsinya untuk memastikan keamanan rangkaian dan pengguna. Untuk itu diperlukan beberapa pengamanan yang dibuat dari diode yang dipasang seperti Gambar 3.4. Pada permulaan instrumentasi amplifier terdapat filter *Low Pass* pasif yang digunakan untuk mengamankan rangkaian dari arus dan frekuensi tinggi.

Setelah itu terdapat rangkaian proteksi yang terdiri dari satu resistor dan 2 dioda yang berfungsi untuk membatasi tegangan yang akan keluar. Apabila tegangan masukan berada didalam +5V hingga -5V, maka sinyal akan dilewatkan. Apabila sinyal masukan berada diatas +5V maka diode positif akan menjadi *forward bias* dan diode negative menjadi *reverse bias* sehingga arus mengalir ke diode positif. Sebaliknya saat sinyal masukan berada dibawah -5V maka diode positif akan menjadi *reverse bias* dan diode negative menjadi *forward bias* sehingga arus akan mengalir diode negatif. Rangkaian ini cocok dipergunakan apabila pasien dalam kondisi darurat dan perlu dipicu dengan alat pacu jantung.

Rangkaian proteksi dapat diibaratkan sebagai switch power yang dihubungkan dengan sebuah fuse 1A. dan fuse tersebut bertindak untuk membatasi arus yang akan masuk jika terjadi loncatan arus atau hubungan arus pendek maka secara otomatis akan memutus sumber tegangan dengan rangkaian.



Gambar 3.4 Rangkaian Proteksi

3.1.3 Perancangan Active Low Pass Filter

Sinyal ECG yang telah dihasilkan dari instrumentasi amplifier masih memiliki noise berfrekuensi tinggi yang berasal dari interferensi RF dan mencegah *anti aliasing* ketika disampling yang terjadi karena lingkungan sekitar. frekuensi *cut-off* dari *low pass filter* ditetapkan pada 100hz. Sehingga dapat dianalisa apabila

$$C_1 = C_2 = 100nF$$

$$R_1 = 10K\Omega$$

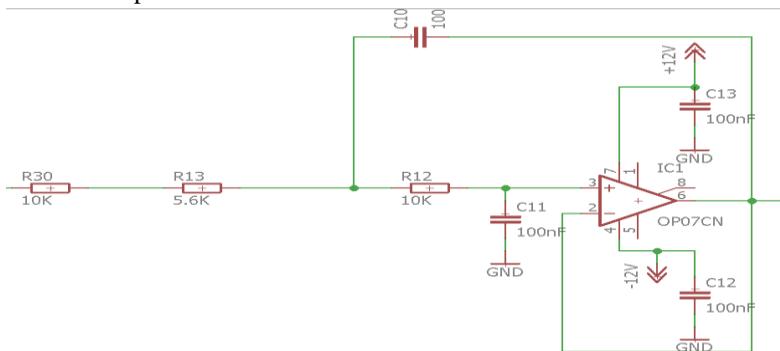
Maka dapat dirancaikan dengan persamaan 3.3.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1.C_2.R_1.R_2}} \quad (3.3)$$

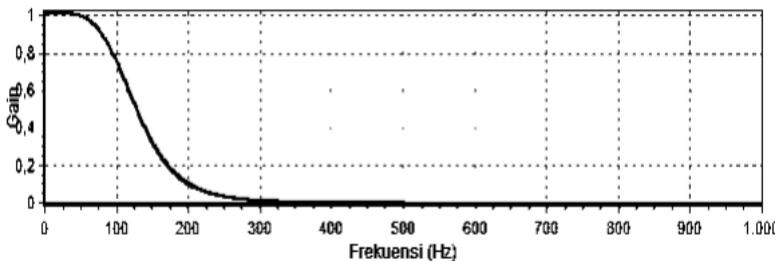
$$100 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{100\text{nF}. 100\text{nF}. 10\text{K}\Omega. R_2}}$$

$$R_2 \cong 15.6\text{K}\Omega$$

Sehingga Rangkaian dapat dirancaikan seperti Gambar 3.5 dengan respon frekuensi seperti Gambar 3.6



Gambar 3.5 Rancangan Rangkaian LPF
LPF



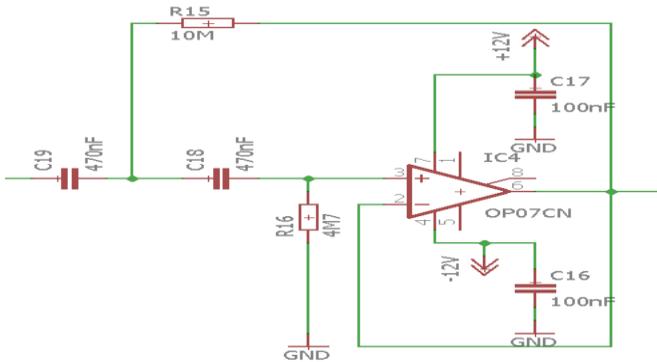
Gambar 3.6 Respon Frekuensi LPF dengan *Cut-off* 100 Hz

3.1.4 Perancangan *Active High Pass Filter*

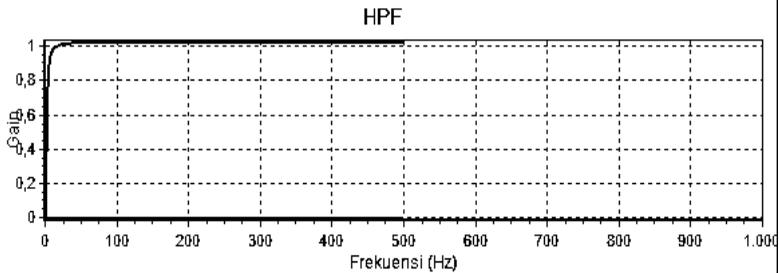
Setelah melewati *high pass filter* maka sinyal ECG masih memiliki *noise* yang disebabkan oleh adanya interferensi sinyal listrik yang dihasilkan oleh adanya pergerakan dari otot manusia dan dc drift. HPF didesain dengan topologi *Sallen-key* orde 2, dengan frekuensi *cut-off* dari *low pass filter* ditetapkan pada 0.05hz. Rangkaian dapat dirancang seperti Gambar 3.7 dengan respon frekuensi seperti Gambar 3.8. Sehingga dapat dianalisa apabila

$$R_1 = 10M\Omega$$

$$R_2 = \frac{1}{2} R_1 = 4.7M\Omega$$



Gambar 3.7 Rancangan Rangkaian HPF



Gambar 3.8 Respon Frekuensi dengan *Cut-off* 0.05 Hz

Dapat dihitung nilai C_1 dan C_2 apabila $C_1 = C_2$ maka didapatkan Persamaan 3.4

$$\omega_c = - \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (3.4)$$

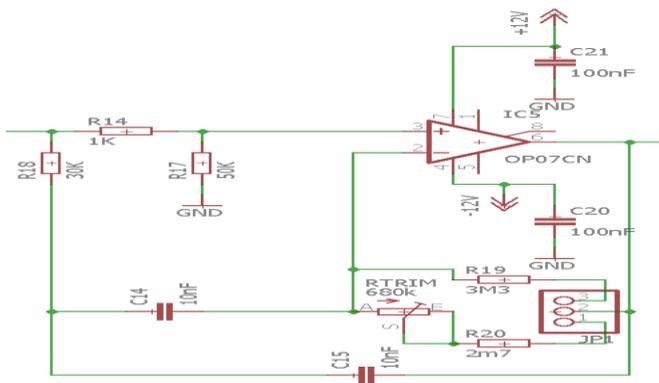
$$0,05 = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot 2M\Omega \cdot 1M\Omega}}$$

$$C_1 = C_2 = 470nF$$

3.1.5 Perancangan *Band Stop Filter*

Sinyal keluaran setelah *low pass filter* dan *high pass filter* masih memiliki *noise*, yang disebabkan oleh adanya interferensi yang disebabkan oleh jala-jala listrik. Sinyal yang memiliki *noise* akibat jala-jala listrik perlu dibersihkan, namun frekuensi cut-off yang ditentukan tergantung pada frekuensi jala-jala disetiap negara, karena setiap negara memiliki frekuensi jala-jala yang belum tentu sama. Pada negara indonesia sinyal pada jala-jala listrik diusahakan agar bisa stabil pada frekuensi 50 Hz. Rangkaian dapat dirancang seperti Gambar 3.9 dengan respon frekuensi seperti Gambar 3.10. Maka dapat diperhitungkan sebagai berikut,

$$C_1 = C_2 = 10nF$$



Gambar 3.9 Rancangan Rangkaian BSF

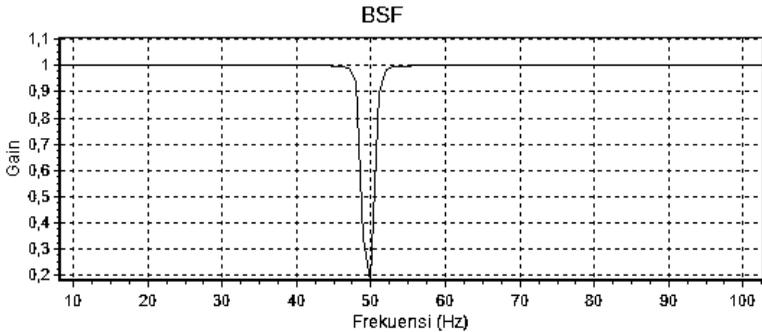
$$R_2 = 3.3M\Omega$$

Sehingga didapatkan Persamaan 3.5

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{C1.C2.R1.R2}} \quad (3.5)$$

$$\omega_r \cong 50 \text{ Hz}$$

$$R_1 = 30K\Omega$$



Gambar 3.10 Respon Frekuensi Rangkaian BPF dengan *Cut-off* 50 Hz

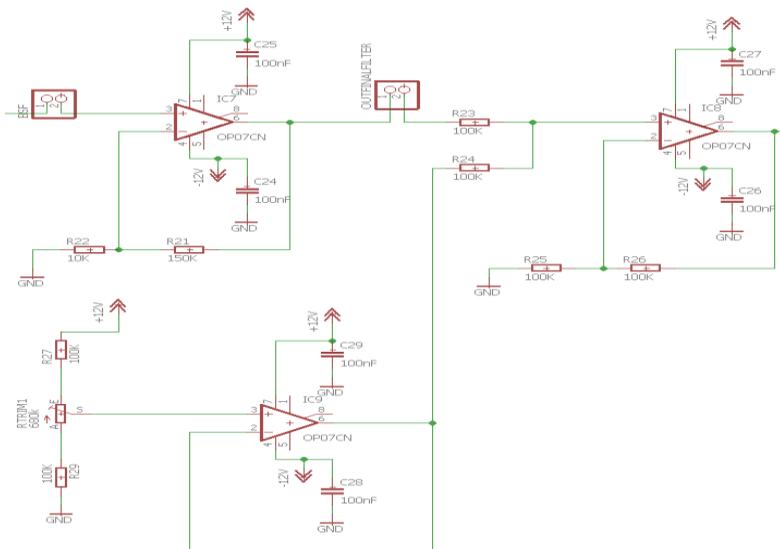
3.1.6 Perancangan Rangkaian Penjumlah

Rangkaian penjumlah merupakan rangkaian yang berguna untuk menaikkan amplitudo sinyal ECG, karena secara keseluruhan sinyal ECG memiliki rentang antara dari amplitudo positif hingga negatif, sedangkan sinyal yang dapat dibaca melalui *analog-to-digital converter* memiliki rentang 0V hingga 3.3V. rangkaian ini digunakan untuk menaikkan amplitudo sehingga sinyal berada diantara rentang 0V hingga 3.3V. untuk pengaturan sinyal penjumlah diatur dengan menggunakan resistor variabel pada bagian bawah.

$$R_{23} = R_{24} = 100k\Omega$$

Sehingga didapatkan Persamaan 3.6

$$V_{out} = \left(-\frac{R_f}{R_i}\right)(V_1 + V_2) \quad (3.3)$$



Gambar 3.11 Rancangan Rangkaian Penjumlah

dimana V_1 adalah sinyal dan V_2 adalah tegangan penjumlah yang menaikkan amplitudo dari sinyal. Keluaran dari rangkaian ini akan bisa dimasukkan ke dalam ADC, namun sebelumnya dilewatkan rangkaian proteksi seperti yang telah dijelaskan pada sub bab 3.1.2. tujuan rangkaian proteksi diakhir adalah untuk menjaga keamanan rangkaian dan mikrokontroler. Rangkaian dapat dilihat pada Gambar 3.11.

3.2 Perancangan Sistem Perangkat Lunak

Setelah melalui permosesan secara analog, sinyal ECG akan diproses secara digital menggunakan mirkokontroler Arduino Due, yang mana diproses dengan menggunakan bahasa pemrograman C, menggunakan *software* Arduino IDE. Setelah itu data akan dikirimkan ke PC dan Treadmill untuk melakukan pengontrolan kerja pada *software* Unity dan menggerakkan motor *treadmill*.

Sistem piranti lunak dimulai dari *sampling* sinyal dari ECG dengan memanfaatkan *analog-to-digital coverter* yang telah tertanam pada modul Arduino Due. Sinyal keluaran dari ADC perlu untuk difilter secara digital dan dilewatkan *band pass filter* untuk memperoleh segmen sinyal tertentu yang dibutuhkan, yakni QRS complex. Setelah didapatkan maka data

akan dikirimkan dengan menggunakan kabel sehingga menjadi masukan dari *software* Unity dan ditampilkan dilayar melalui *head-mounted display* sehingga memberikan tampilan *virtual reality* dan memberikan masukan untuk *treadmill* untuk menggerakkan motor.

3.2.1 Perancangan ADC

Sinyal hasil keluaran pemgolahan secara analog akan diterima dengan menggunakan ADC dari Arduino Due. Proses ini perlu diperhatikan dalam penggunaan ADC mikrokontroler oleh karena itu perlu menggunakan *timer* secara bersamaan. *Timer* disini digunakan untuk memastikan frekuensi proses *sampling* terjadi dengan benar dan tepat. Pada pemrosesan alat ini menggunakan frekuensi sampling sebesar 500 Hz atau dapat dituliskan,

$$T_{sampling} = \frac{1}{500 \text{ Hz}} = 2.10^{-3} \text{ s} = 2 \text{ ms}$$

Sedangkan fitur ADC yang digunakan pada pemrosesan ini menggunakan sistem 12 bit sehingga dapat ditulis resolusinya,

$$resolusi = \frac{V_{ref}}{2^{12} - 1} = \frac{3300 \text{ mV}}{4095} = 0.80586 \text{ mV/bit}$$

3.2.2 Perancangan Deteksi Sementasi

Setelah dilakukan *sampling* maka sinyal perlu dilewatkan *band pass filter* yang terbuat dari *low pass filter* dan *high pass filter*. Tujuan dari penggunaan *band pass filter* secara digital adalah untuk melakukan segmentasi agar bisa mendapatkan QRS *complex* yang memiliki frekuensi tertentu dan dapat dibedakan dari frekuensi yang lain. Dimana QRS memiliki kegunaan untuk mencari nilai *heart rate* dari penghitungan segmen R ke R selanjutnya. BPF ini dirancang menggunakan mode *infinite impulse response* dengan penurunan persamaan *low pass filter* dengan frekuensi *cut-off* 8 Hz seperti Persamaan 3.6.

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2}s + 1} \quad (3.4)$$

Frequency-to-frequency Transform

$$s \Leftarrow \frac{s}{\omega_p} \quad (3.7)$$

$$H(s) = \frac{\omega_p^2}{s^2 + \sqrt{2}\omega_p s + \omega_p^2} \quad (3.8)$$

Billinear Transformation

$$s \Leftarrow \frac{2(1-z^{-1})}{T(1+z^{-1})} \quad (3.9)$$

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\omega_p^2 T^2 (1 + 2z^{-1} + z^{-2})}{(4 + 2,82\omega_p T + \omega_p^2 T^2) + (-8 + 2\omega_p^2 T^2)z^{-1} + (4 - 2,82\omega_p T + \omega_p^2 T^2)z^{-2}} \quad (3.10)$$

Bentuk filter digital

$$y(n) = \frac{x(n) \times (\omega_p^2 T^2) + x(n-1)(2\omega_p^2 T^2) + x(n-2)(\omega_p^2 T^2) - y(n-1) \times (-8 + 2\omega_p^2 T^2) - y(n-2) \times (4 - 2,82\omega_p T + \omega_p^2 T^2)}{(4 + 2,82\omega_p T + \omega_p^2 T^2)} \quad (3.11)$$

Setelah sinyal tersebut melewati *low pass filter* digital, maka sinyal akan diproses pada *high pass filter* digital dengan frekuensi *cut-off* 16Hz. Berikut merupakan penurunan persamaan *high pass filter*, dapat dilihat pada Persamaan 3.12.

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2}s + 1} \quad (3.12)$$

Frequency-to-frequency Transform

$$s \Leftarrow \frac{\omega_p}{s} \quad (3.13)$$

$$H(s) = \frac{s^2}{\omega_p^2 + \sqrt{2}\omega_p s + s^2} \quad (3.14)$$

Billinear Transformation

$$s \Leftarrow \frac{2(1-z^{-1})}{T(1+z^{-1})} \quad (3.15)$$

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{4-8z^{-1}+4z^{-2}}{(\omega_p^2 T^2 + \sqrt{2}\omega_p 2T + 4) + (2\omega_p^2 T^2 - 8)z^{-1} + (\omega_p^2 T^2 - \sqrt{2}\omega_p 2T + 4)z^{-2}} \quad (3.16)$$

Bentuk filter digital

$$y(n) = \frac{x(n) \times 4 - x(n-1) \times 8 + x(n-2) \times 4 - y(n-1) \times (2\omega_p^2 T^2 - 8) - y(n-2) \times (\omega_p^2 T^2 - \sqrt{2}\omega_p 2T + 4)}{(\omega_p^2 T^2 + \sqrt{2}\omega_p 2T + 4)} \quad (3.17)$$

3.2.3 Perancangan Komputasi Data

Setelah melewati *band pass filter* maka sinyal yang keluar hanyalah sinyal dengan frekuensi dalam rentang 0 hingga 16 Hz. Setelah itu didapatkan sinyal dengan segneb tertentu yang lebih mudah untuk melakukan penentuan *heart rate*. Komputasi data dilakukan dengan menggunakan algoritma *Pantompkins*, yakni derivatif yang dapat dilihat pada Persamaan 3.18, *squaring* yang mengkalikan data dengan dirinya sehingga didapatkan hasil kuadratnya untuk menghilangkan sinyal yang bernilai negatif, *moving average filter* yang melakukan penghalusan bentuk sinyal dengan mengambil setiap sepuluh data dan dirata-rata, dan yang terakhir *thresholding* yang mana digunakan untuk menentukan penghitungan *heart rate*.

$$H(z) = 0.1 (2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4}) \quad (3.18)$$

Lalu dirubah kedomain sample menjadi Persamaan 3.19

$$y(nT) = \frac{2x(nT) + x(nT-T) - x(nT-3T) - 2x(nT-4T)}{8} \quad (3.19)$$

Moving average filter adalah tahap yang digunakan untuk memperhalus sinyal dan menghilangkan *noise* maupun kerusakan pada sinyal. Tahapan ini semakin menunjukkan bagian QRS *complex* dan mempermudah pengambilan segmen R ke R selanjutnya. Persamaan rumus *moving average filter* dapat dilihat pada Persamaan 3.19

$$y[n] = \frac{1}{150} (x[n] + x[n-1] + x[n-2] + \dots + x[n-10]) \quad (3.20)$$

Tahap *thresholding* merupakan tahap yang terakhir dan digunakan untuk mendeteksi segmen QRS. Jika sinyal hasil *moving average filter*

melebihi *threshold* maka data akan diberi logika 1, sedangkan saat berada dibawah *threshold* maka data akan diberi logika 0. Sehingga dapat dituliskan persamaan 3.21.

$$y[n] = \begin{cases} 1, x[n] > \textit{threshold} \\ 0, x[n] < \textit{threshold} \end{cases} \quad (3.21)$$

Selanjutnya perlu dilakukan perhitungan jarak antara segmen R ke R selanjutnya dengan menghitung interval waktu dari tepi naik awal dengan yang selanjutnya. Lalu untuk membuat perhitungan secara *real-time* maka setiap interval dijumlahkan dan dibagi dengan jumlah data yang telah didapatkan. [3]

$$HR = \frac{f_{sampel}}{RR_{interval}} \textit{ beat per detik} \quad (3.22)$$

$$HR = \frac{f_{sampel} \times 60}{RR_{interval}} \textit{ bpm} = HR = \frac{60000}{RR_{interval}} \textit{ bpm} \quad (3.23)$$

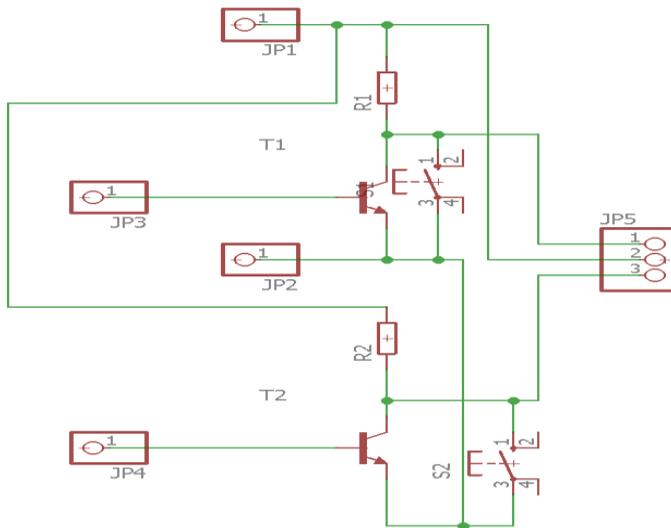
$$HRV = HR[n] - HR[n - 1] \textit{ bpm} \quad (3.24)$$

$$\textit{output}[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} HRV \quad (3.25)$$

3.3 Perancangan Rangkaian Pengontrol Motor *Treadmill*

Rangkaian pengontrol motor merupakan perantara mikrokontroler dengan *treadmill*. Rangkaian ini menggunakan transistor NPN yang digunakan untuk mengontrol kecepatan motor oleh karena itu menggunakan dua transistor untuk mengatur penambahan kecepatan dan yang satunya untuk mengatur pengurangan kecepatan. Namun pada rangkaian ini juga diberi tombol manual untuk melakukan penurunan maupun kecepatan motor. Rangkaian dapat dilihat pada Gambar 3.12.

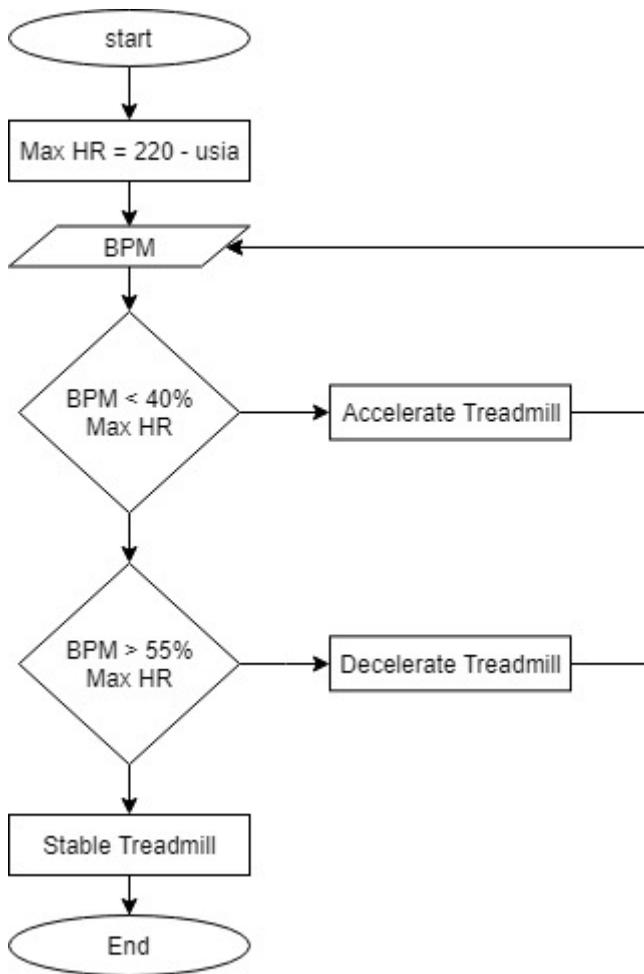
Pada mikrokontroler mengeluarkan output sebesar 3.3V, sedangkan pembacaan yang dianggap logika 1 oleh *treadmill* merupakan nilai beda potensial diatas 4V. oleh karena itu pada rangkaian ditambahkan *pull-up* tegangan sebesar 5V dengan resistor 390Ω yang dipasang secara seri menjadi masukkan untuk kolektor dari transistor.[9]



Gambar 3.12 Rangkaian Pengontrol *Treadmill*

3.4 Perancangan Sistem Peringatan

Setelah data hasil pemrosesan digital selesai didapatkan, maka diperlukan adanya algoritma yang gunanya untuk membatasi aktivitas pengguna apabila telah melebihi beban *heart rate* maksimal yang dapat dilakukan berdasarkan Tabel 2.1. Sistem Peringatan dapat dilihat pada Gambar 3.13. Setelah itu dapat dilakukan penghitungan $HR_{maks} = 220 - usia$. Setelah itu dapat dilakukan analisa zona detak jantung dengan penggunaan pemrosesan secara digital, sehingga didapatkan nilai *heart rate* yang *real-time* dari keluaran pemrosesan secara digital. Namun pada perancangan ini digunakan subject yang berusia rentang antara 20 hingga 22 sehingga dapat diambil kesimpulan $HR_{maks} = 200$. Setelah itu dilihat kondisi pengguna apakah merupakan kategori atlet atau mungkin dapat dikategorikan sebagai orang yang jarang olahraga. Ketika telah ditentukan, maka dapat dilakukan penghitungan batas maksimal HR_{maks} dengan menggunakan Tabel 2.1 dan dapat dikirimkan sinyal keluaran untuk mengatur kecepatan dari *treadmill*.



Gambar 3.13 Flowchart sistem Peringatan

3.5 Perancangan Visual

Perancangan Visual disini menggunakan *software* Unity dengan membentuk sebuah bidang datar terlebih dahulu sebagai dasar. Lalu menggunakan beberapa *asset* yang dapat didownload dengan gratis dari *asset store* yang telah terdapat didalam *software* Unity. Seperti Skybox,

Textmesh dan Terrain Generator. Terrain generator disini dipakai untuk mendesain tanah maupun dataran. fitur-fitur yang lain dapat ditambahkan dengan memakai *asset* yang telah ada maupun dengan membuatnya dari *script*. [12]

3.5.1 Perancangan Rute

Perancangan rute dilakukan dengan menggunakan *script* yang memberi fitur tertentu seperti jumlah target yang mau dicapai maupun kecepatan pergerakan dari subyek. Tampilan disini menggunakan mode tampilan FPS yang berarti mode pandangan pemeran utama. Jadi ketika melakukan pergerakan didalam virtual, pengguna bisa langsung merasakan seperti benar-benar didalam dunia virtual. Pemilihan rute dapat diatur secara bebas selama diatas bidang yang telah ditentukan. Benda didalam virtual juga memiliki fitur yang kaku, sehingga jika pengguna memiliki rute yang seolah-olah menabrak benda, maka benda itu akan menahan hingga pengguna dapat melewati sebelah-sebelahnya.

3.5.2 Penghitungan Kecepatan

Pada kecepatan perubahan posisi avatar menggunakan salah satu fitur yang telah disertakan pada Unity, yaitu “Time.deltaTime” untuk membuat frame rate agar dapat stabil dengan kecepatan 1 meter/detik sehingga didapatkan yang sinkron antara kecepatan virtual dengan kecepatan *treadmill*. Perubahan kecepatan hanya memerlukan faktor pengali yang telah dihitung terlebih dahulu dengan perhitungan yang telah dirubah



Gambar 3.15 Faktor Pengali Kecepatan

berdasarkan nilai kecepatan yang telah dikeluarkan pada *treadmill* lalu dikonversi dari satuan kilometer/jam menjadi meter/detik. Faktor pengali ini diberikan secara manual pada *script* “Path” bagian speed. Tingkat kecepatan yang diberikan pada *script* ini sebanyak 20 tingkat. Dimana setiap tingkat ini telah disesuaikan dengan kecepatan *treadmill* ketika dijalankan hingga menambah 20 tingkat. Tingkat-tingkat kecepatan dapat dilihat pada kolom *speed* pada sebelah kanan layar. Oleh karena adanya penggunaan fitur tersebut, maka pergerakan dari avatar sudah dapat berjalan secara sinkron dengan pergerakan kecepatan *treadmill*.

BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pada tahap berikut merupakan hasil realisasi pengujian dari perancangan yang dilakukan pada Bab III dan berguna untuk menunjukkan apakah yang dirancang telah sesuai dengan hasil penghitungan atau tidak. Pengujian dilakukan setiap tahap. Pengujian dibagi menjadi dua yaitu dengan melakukan pengujian perangkat keras dari elektrokardiogram dan pengujian pada perangkat lunak dari *software* Arduino IDE dan juga *software* Unity. Dimana percobaan Unity merupakan percobaan dengan menunjukkan bagaimana tampilan visual dapat terjadi.

4.1. Pengujian Perangkat Elektrokardiogram

Pengujian perangkat elektrokardiogram dibagi menjadi beberapa tahap, yaitu pengujian tahap awal penguat instrumentasi, tahap *low pass filter*, tahap *high pass filter*, tahap *band stop filter*, tahap rangkaian penjumlahan, dan tahap terakhir rangkaian proteksi yang diberikan pada awal rangkaian analog dan bagian terakhir sebelum dimasukkan ke pemrosesan secara digital. Pengujian dilakukan pada semua rangkaian



Gambar 4.1 Rangkaian *Through-hole* Tampak Atas.

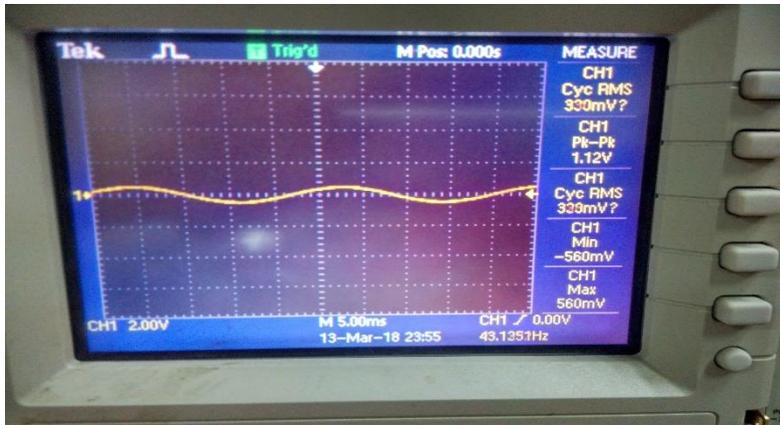


Gambar 4.2 Rangkaian *Through-hole* Tampak Bawah

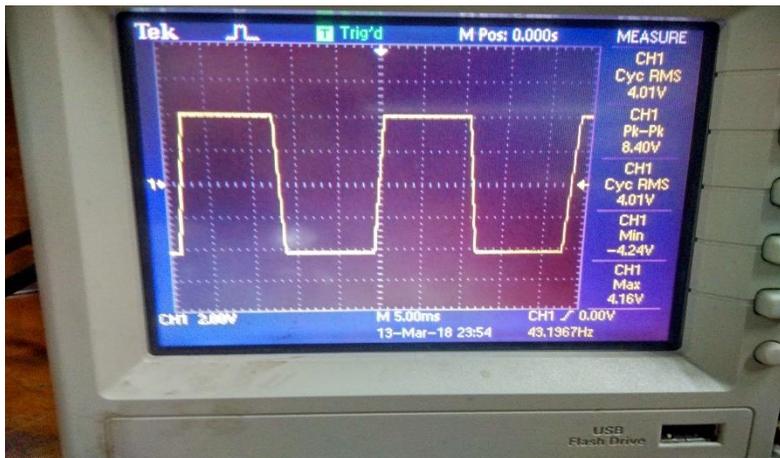
untuk menunjukkan karakteristiknya apakah telah sesuai dengan hasil perhitungan dan dapat ditoleransi jika ada ketidaksesuaian. Rangkaian direalisasikan dengan *board through-hole*. *Board* dapat dilihat pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2. Pada rangkaian digunakan model pencetakan *double-layer* yang mana digunakan untuk mengurangi penggunaan kabel jika ada jalur yang bertabrakan

4.1.1. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi

Pengujian rangkaian dilakukan dengan memasukkan sinyal masukan sinusoidal dari *function generator* dengan amplitudo tertentu. Kemudian sinyal dikuatkan amplitudonya dengan rangkaian penguat instrumentasi sehingga diperoleh nilai amplitudo yang merupakan hasil perkalian *gain* dengan amplitudo sinyal sinusoidal yang dimasukkan pada rangkaian. Sinyal masukan dari *function generator* merupakan sinyal dengan frekuensi 49 Hz dengan amplitudo 1.12 V. Sinyal diuji dengan dimasukkan ke input positif sedangkan pada input negatif dihubungkan ke ground sehingga bernilai 0V. Resistor variabel yang merupakan pengatur besar dari *gain* ditetapkan pada nilai 125 Ω dan didapatkan nilai



Gambar 4.3 Sinyal masukan AD620



Gambar 4.4 Sinyal Keluaran AD620

penguatan sebesar 400 kali. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4.

Nilai keluaran dari rangkaian penguat instrumentasi mencapai 8.4, hal ini menandakan bahwa penguatan terjadi hingga titik saturasi, karena rangkaian diberikan nilai sumber tegangan sebesar +9V dan -9V. Sehingga nilai keluaran tidak akan melebihi batas tegangan sumber pada

IC AD620. Penghitungan besar Gain dapat dilihat pada Persamaan 4.1

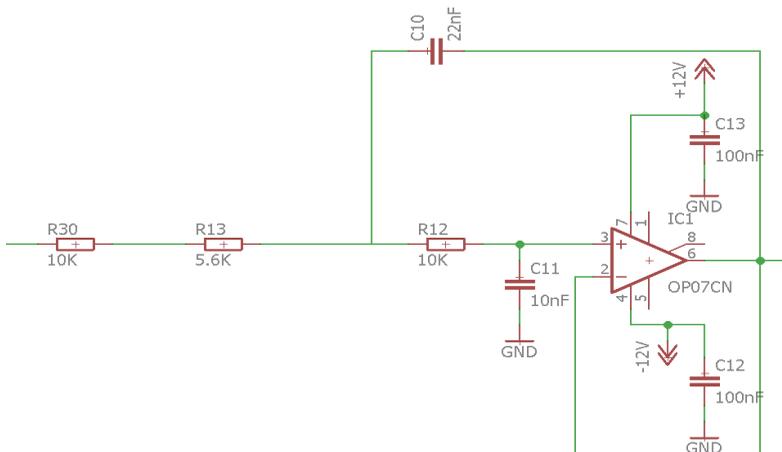
$$A_v = \frac{49,4k\Omega}{125\Omega} = 400 \text{ kali} \quad (4.1)$$

4.1.2. Pengujian *Low Pass Filter*

Pengujian dilakukan dengan memberikan sinyal masukan sinus dengan rentang frekuensi dari 10 Hz hingga 100 Hz. Skematik rangkaian dapat dilihat pada Gambar 4.5. hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.1. Frekuensi tegangan terletak disekitar frekuensi *cut-off* sehingga dapat diketahui respon frekuensi dari rangkaian pada Gambar 4.6. Respon keluaran tergolong butterworth karena dibagian area *pass band* dan *stop band* tidak didapati adanya *ripple*.

Low pass filter dengan rancangan *cut-off* 100 Hz, secara ideal penguatan ketika pada frekuensi 100 Hz adalah 0.707 dan setelah frekuensi 100 Hz sinyal akan teredam. Namun berdasarkan hasil pengujian yang dilakukan,

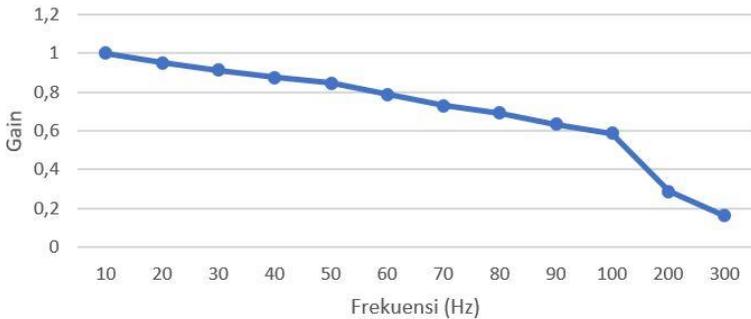
- Penguatan 0.707 didapatkan pada zona frekuensi kisaran 82 Hz.
- Penguatan maksimal frekuensi di bawah *cut-off* adalah 1.
- Kesalahan frekuensi *cut-off* adalah 100 Hz – 82 Hz = 18 Hz, namun masih dapat ditoleransi karena sinyal yang dibutuhkan berada pada frekuensi 6-15 Hz.



Gambar 4.5 Skematik Rangkaian

Tabel 4.1 Hasil Pengujian LPF

Frekuensi	tegangan output	Tegangan input	Gain
10	20,8	20,8	1
20	19,8	20,8	0,95192
30	19	20,8	0,91346
40	18,2	20,8	0,875
50	17,6	20,8	0,84615
60	16,4	20,8	0,78846
70	15,2	20,8	0,73077
80	14,4	20,8	0,69231
90	13,2	20,8	0,63462
100	12,2	20,8	0,58654
200	6	20,8	0,28846

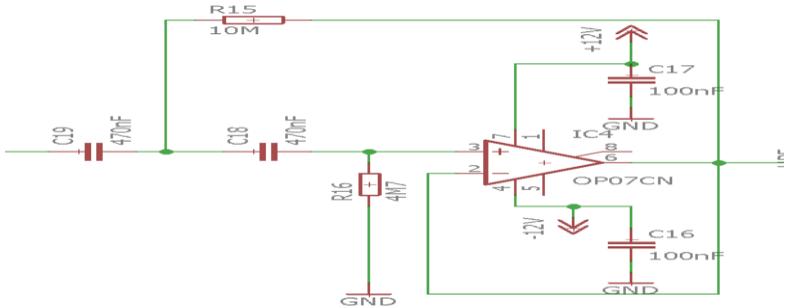


Gambar 4.6 Respon Frekuensi LPF

4.1.3. Pengujian *High Pass Filter*

Pengujian dilakukan dengan memberikan sinyal masukan sinus dari rentang frekuensi 0,25 Hz hingga 10 Hz. Skematik rangkaian dapat dilihat pada Gambar 4.7. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.2. Frekuensi tegangan terletak disekitar frekuensi *cut-off* sehingga dapat diketahui respon frekuensi dari rangkaian pada Gambar 4.8. . Respon keluaran tergolong butterworth karena dibagian area *pass band* dan *stop band* tidak didapati adanya *ripple*.

High pass filter dengan rancangan *cut-off* 0.05 Hz, secara ideal



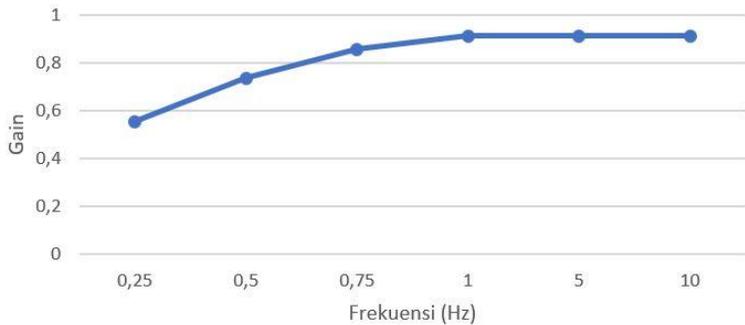
Gambar 4.7 Skematik Rangkaian HPF

Tabel 4.2 Tabel Pengujian HPF

Frekuensi	tegangan output	Tegangan input	Gain
0,25	4	7,2	0,55556
0,5	11,2	15,2	0,73684
0,75	14,4	16,8	0,85714
1	19	20,8	0,91346
5	19	20,8	0,91346
10	19	20,8	0,91346

penguatan ketika pada frekuensi 0.05 Hz adalah 0.707 dan sebelum frekuensi 0.05 Hz sinyal akan teredam. Namun,, berdasarkan hasil pengujian yang dilakukan.

- Penguatan 0.707 didapatkan pada zona frekuensi kisaran 0.042



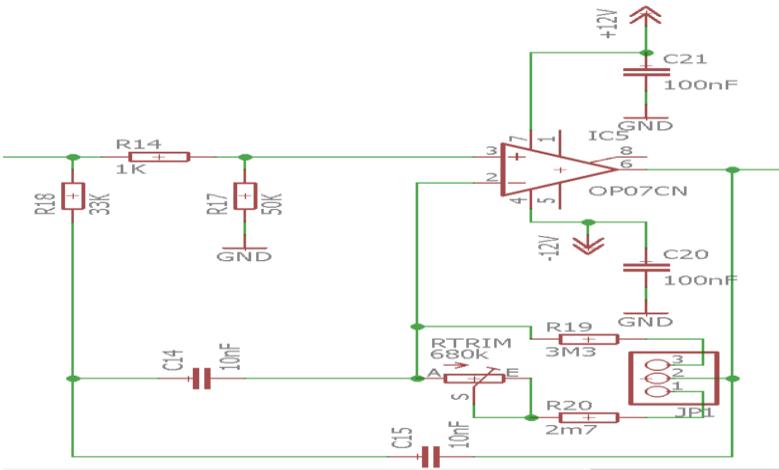
Gambar 4.8 Respon Frekuensi HPF

- Hz.
- Penguatan maksimal frekuensi di bawah *cut-off* adalah 0.9136.
- Kesalahan frekuensi *cut-off* adalah $0.05 \text{ Hz} - 0.042 \text{ Hz} = 0.008 \text{ Hz}$, namun masih dapat ditoleransi karena sinyal yang dibutuhkan berada pada frekuensi 6-15 Hz.

4.1.4. Pengujian *Band Stop Filter*

Pengujian dilakukan dengan memberikan sinyal masukan sinus pada rentang frekuensi 46 Hz hingga 54 Hz. Skematik rangkaian dapat dilihat pada Gambar 4.9. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.3. Frekuensi tegangan terletak disekitar frekuensi *cut-off* sehingga dapat diketahui respon frekuensi dari rangkaian pada Gambar 4.10. . Respon keluaran tergolong respon butterworth karena dibagian area *pass band* dan *stop band* tidak didapat adanya *ripple*.

Band stop filter dengan rancangan *cut-off* 50 Hz, secara ideal penguatan ketika pada frekuensi 50 Hz adalah 0.707 dan frekuensi setelah maupun sebelum frekuensi 50 Hz akan dilewatkan. Namun,, berdasarkan



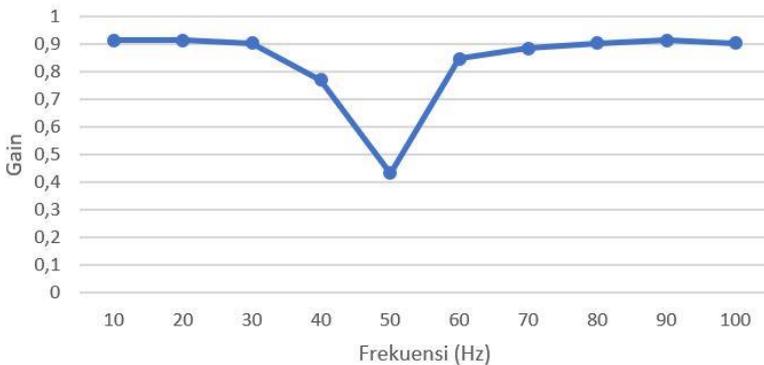
Gambar 4. 9 Rangkaian BSF

Tabel 4.3 Tabel Pengujian BSF

Frekuensi	Tegangan output	tegangan input	gain
10	19	20,8	0,91346
20	19	20,8	0,91346
30	18,8	20,8	0,90385
40	16	20,8	0,76923
50	9	20,8	0,43269
60	17,6	20,8	0,84615
70	18,4	20,8	0,88462
80	18,8	20,8	0,90385
90	19	20,8	0,91346
100	18,8	20,8	0,90385

hasil pengujian yang dilakukan.

- Penguatan 0.707 didapatkan pada zona frekuensi kisaran 49.7 Hz.
- Penguatan maksimal frekuensi di bawah *cut-off* adalah 0.9136.
- Kesalahan frekuensi *cut-off* adalah 50 Hz – 49.7 Hz = 0.03 Hz, namun masih dapat ditoleransi karena sinyal memiliki *Bandwidth* sebesar 4 Hz, sehingga sinyal jala-jala listrik 50 Hz akan tetap teredam.



Gambar 4.10 Respon Frekuensi BSF

4.1.5. Pengujian Rangkaian Penjumlah

Pengujian rangkaian dilakukan dengan memberikan masukan sinyal yang bervariasi dari function generator dengan berbagai macam frekuensi dan dilihat kenaikan tegangannya. Tegangan *offset* diatur dengan memutar resistor variabel multitur.

Pada saat diberikan gelombang kotak, sinyal keluaran memiliki bentuk yang sama dengan input, sehingga hasil penjumlahan tidak memberikan dampak apa-apa pada bentuk sinyal kecuali nilai besar amplitudonya. nilai penjumlahan dapat dikalkulasikan sebagai berikut,

$$V_{input} = 920 \text{ mV}$$

$$V_{output} = 3.2 \text{ V}$$

$$V_{adder} = 3.2 - 0.92 = 2.18 \text{ V}$$

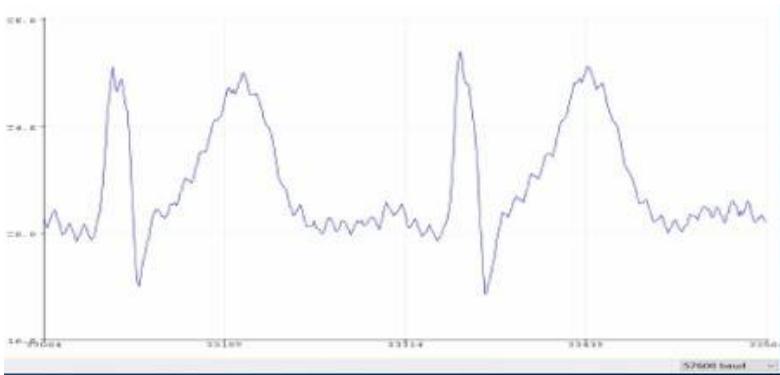
4.2. Pengujian Sistem Perangkat Lunak dan *Heart Rate*

Pada tahap ini akan menguji perangkat lunak yang menggunakan data keluaran dari perangkat analog. Pengujian dilakukan dengan menguji sistem *analog-to-digital converter*, *digital low pass filter* dan *high pass filter*, Derivatif dan *squaring*, *moving average filter* dan *thresholding*, dan penentuan *heart rate*. Sistem berikut menggunakan mikrokontroler Arduino Due dan menggunakan media kabel USB to Serial untuk pengiriman data.

4.2.1. Pengujian *Analog-to-Digital Converter*

Pada tahap ini akan menguji *analog-to-digital converter* pada mikrokontroler Arduino Due dengan menggunakan fungsi *sampling*. ADC digunakan untuk mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital dan memastikan pembacaan sinyal telah dapat dibaca dengan sempurna dengan ADC. Pengujian menggunakan sinyal elektrokardiogram dari pengolahan sinyal analog. Dimana sinyal ECG telah diberi *offset* untuk dinaikan hingga range minimumnya 0 volt, karena pembacaan ADC minimum adalah 0 volt.

Sinyal analog yang dibaca oleh *analog-to-digital converter* dari Arduino Due menggunakan frekuensi samplign 1000 Hz atau memiliki periode 1 ms, dengan menggunakan baud rate sebesar 57.600. Pengiriman data dilakukan melalui media kabel USB to Serial. Hasil pembacaan

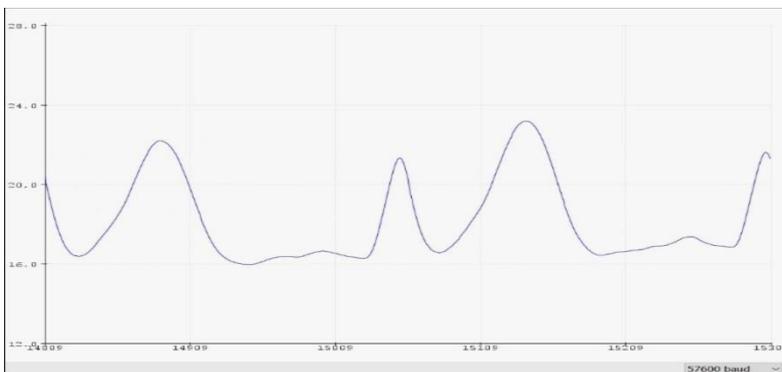


Gambar 4.11 Hasil ECG dengan ADC Arduino Due

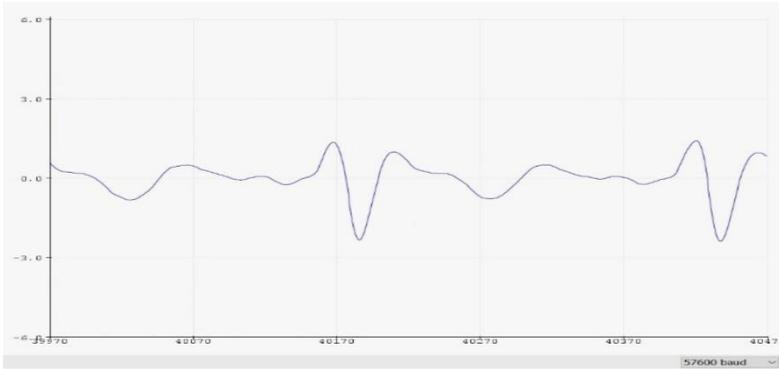
Menggunakan tampilan serial plotter pada Arduino IDE dapat dilihat pada Gambar 4.11.

4.2.2. Pengujian Digital *Low Pass Filter* dan *High Pass Filter*

Pengujian pada tahap ini bertujuan untuk mengeliminasi sinyal yang berada diluar *bandwidth* dari segmen QRS. Sinyal masukan yang digunakan adalah sinyal elektrokardiogram hasil dari ADC. Filter yang digunakan memiliki tipe IIR (*Infinite Impluse Response*). Hasil keluaran dari pengolahan *low pass filter* orde 2 dengan frekuensi *cut-off* 15 Hz . Dimana pengolahan sinyal digital pada Arduino Due menggunakan



Gambar 4.12 Hasil Keluaran Digital *Low Pass Filter*



Gambar 4.13 Hasil Keluaran Digital High Pass Filter

frekuensi *sampling* sebesar 1000 Hz. Hasil keluaran dari *low pass filter* dapat dilihat pada Gambar 4.12.

Hasil keluaran dari *low pass filter* digunakan sebagai masukan pada *high pass filter*. Pengolahan ini digunakan *high pass filter* orde 2 dengan frekuensi *cut-off* 6 Hz. Dimana pengolahan sinyal digital pada Arduino Due dan ditampilkan melalui serial plotter dari Arduino IDE. Hasil Keluaran dari *high pass filter* dapat dilihat pada Gambar 4.13.

4.2.3. Pengujian Derivatif dan *Squaring*

Pengujian pada tahap ini menggunakan sinyal elektrokardiogram yang merupakan keluaran dari tahap *filtering*. Sinyal hasil *filtering* merupakan sinyal yang telah memiliki *bandwidth* yang diinginkan



Gambar 4.14 Hasil Keluaran Derivatif



Gambar 4.15 Hasil Keluaran Squaring

sehingga bisa langsung dilakukan tahap derivatif untuk semakin memperjelas bagian yang dari segmen QRS, yang mana menggunakan Persamaan 3.19. Hasil keluaran dari tahap Derivatif diproses menggunakan serial plotter dari Arduino IDE. Hasil keluaran Derivatif dapat dilihat pada Gambar 4.14.

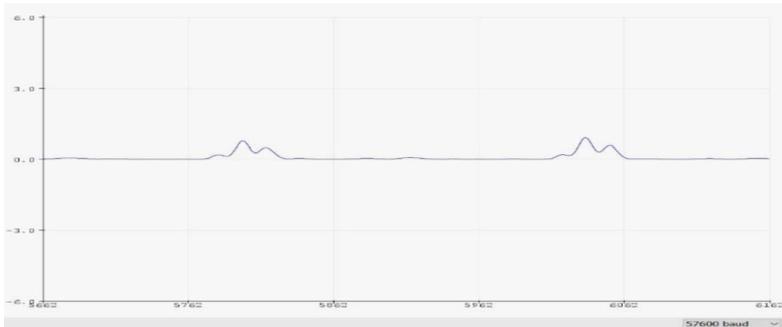
Pengujian tahap Squaring digunakan untuk menghilangkan sinyal yang bernilai negatif, memperjelas bagian puncak, dan mengecilkan bagian dari sinyal yang tidak diinginkan. Sinyal yang bernilai dibawah satu akan semakin kecil, dan sinyal yang bernilai lebih dari 1 akan semakin besar. Hasil Keluaran ditampilkan pada Gambar 4.15.

4.2.4. Pengujian *Moving Average Filter* dan *Thresholding*

Pengujian pada tahap ini dilakukan menggunakan Persamaan 3.20. yang mana bertujuan untuk memperhalus bentuk sinyal dan memperjelas bagian dari segmen QRS. Sinyal yang digunakan sebagai masukanya adalah sinyal elektrokardiogram hasil dari pengujian *squaring*. Berdasarkan teorema *moving average filter* sinyal diperhalus dengan menjumlahkan 10 data dan membaginya dengan jumlah data. Hasil pengolahan pada tahap ini dapat dilihat pada Gambar 4.16.

Keluaran dari *moving average filter* dipakai untuk menguji algoritma *thresholding*, yang mana menggunakan Persamaan 3.21. Algoritma digunakan untuk mencari nilai tertinggi dan menjadikannya batas untuk menentukan bagian R dari segmen QRS. Akibat nilai dari puncak segmen R tidak tetap, maka *threshold* diberi toleransi sebesar 0.55 agar dapat memberikan toleransi pada saat segmen R tidak begitu tinggi.

Keluaran dari tahap ini akan menjadi 1 atau 0 saja. Hasil keluaran dapat dilihat pada Gambar 4.17.



Gambar 4.16 Hasil Keluaran *Moving Average Filter*



Gambar 4.17 Hasil Keluaran *Thresholding*

4.2.5. Penghitungan *Heart Rate*

Pengujian pada tahap ini dilakukan menggunakan Persamaan 3.22 hingga 3.25. Sinyal yang digunakan sebagai masukan adalah sinyal hasil dari keluaran *thresholding*, yang mana akan dilakukan mulai penghitungan waktu interval ketika segmen R terdeteksi hingga mencapai segmen R selanjutnya. Penghitungan *heart rate* secara *real-time* dapat menggunakan Persamaan 3.25, yang mana berarti setiap interval waktu akan dicari nilai rata-rata dari semua gabungan *heart rate* yang telah didapat. Hasil keluaran *heart rate* secara *real-time* dapat dilihat pada



Gambar 4.18 Hasil Komputasi *Heart Rate* dari Arduino Due



Gambar 4.19 Hasil R-R Melalui Osiloskop

Gambar 4.18 dan keluaran R ke R melalui osiloskop dapat dilihat pada Gambar 4.19. Dari penghitungan secara manual, didapatkan error sebesar,

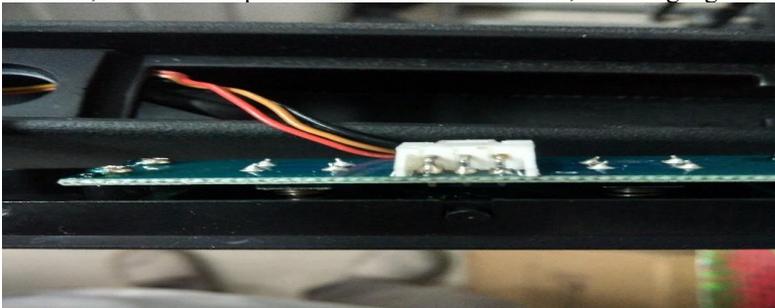
$$RR_{interval} = 668 \text{ ms}$$

$$HR_{real} = \frac{60000 \text{ ms}}{668 \text{ ms}} = 87.2 \text{ BPM}$$

$$Error = \frac{89 - 87.2}{89} \times 100 \% = 2.022\%$$

4.3. Pengujian Rangkaian Penghubung *Treadmill*

Pada tahap pengujian rangkaian penghubung antara *treadmill* dengan Arduino Due dilakukan dengan menguji tegangan keluaran yang disesuaikan dengan kerja penambah kecepatan pada *treadmill*. Prinsip kerja dari pengontrol kecepatan *treadmill* mengeluarkan tegangan 5V secara terus menerus pada kedua sisi pengontrol kecepatan dan ketika diberi masukan untuk menaikkan atau menurunkan kecepatan, maka tegangan akan menjadi 0V. pada salah satu sisi. Hal ini dapat dilihat pada Gambar 4.20. dimana kecepatan awal *treadmill* yang tertulis pada monitor adalah 0,8. ketika kecepatan *treadmill* akan ditambah, maka tegangan



Gambar 4.20 Modul Pengontrol Kecepatan *Treadmill*



Gambar 4.21 Sambungan Rangkaian Pengontrol Kecepatan

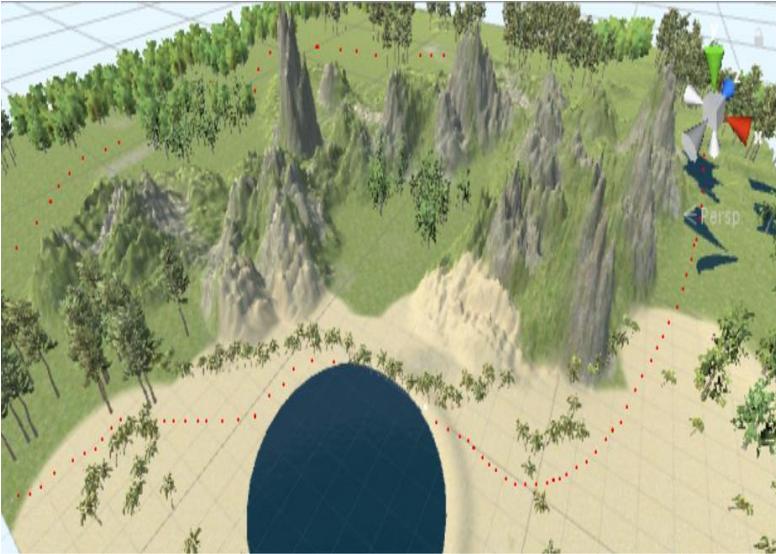
antara kabel hitam dan coklat yang berada ditengah menunjukkan nilai tegangan sebesar 0V, sedangkan ketika kecepatan *treadmill* akan dikurangi maka tegangan antara kabel merah dan coklat yang berada ditengah menunjukkan nilai tegangan sebesar 0V.

Hasil keluaran dari rangkaian penghubung *treadmill* telah menghasilkan nilai tegangan keluaran berkisar 4,8V yang masih dapat ditolerir oleh *treadmill* sebagai masukan 5V. Percobaan alat ini dilakukan dengan *treadmill* diberikan masukan untuk menambah kecepatan dengan *delay* 0,1 detik, dan pada monitor *treadmill* bagian kecepatan menunjukkan penambahan kecepatan sebesar 0,1 dari 0,8. Sedangkan ketika *delay* dibuat lebih dari 0,5 detik, penambahan kecepatan menjadi acak dan jauh lebih besar hingga mencapai kecepatan akhir 5 atau lebih. sambungan antara kabel *treadmill* dengan Rangkaian Penghubung *treadmill* dapat dilihat pada Gambar 4.21.

4.4. Pengujian Rancangan Visual

Pada tahap pengujian rancangan visual dilakukan dengan menguji jalannya tampilan pada layar dunia virtual. Tampilan menggunakan *head-mounted display* Proview™ sebagai pengolah citra. Secara keseluruhan bidang yang telah didesain beserta dengan lingkungan yang seperti air, pohon dan langit dari tampak atas dapat dilihat pada Gambar 4.22. Penentuan rute ditandai pada titik merah. Penggunaan rute dibuat dengan target perpindahan dari satu tempat ke tempat selanjutnya agar tidak terlalu jauh, karena hal ini bisa mengakibatkan bertabrakan antara *avatar* didunia virtual dengan objek-objek yang ada dilingkungan.

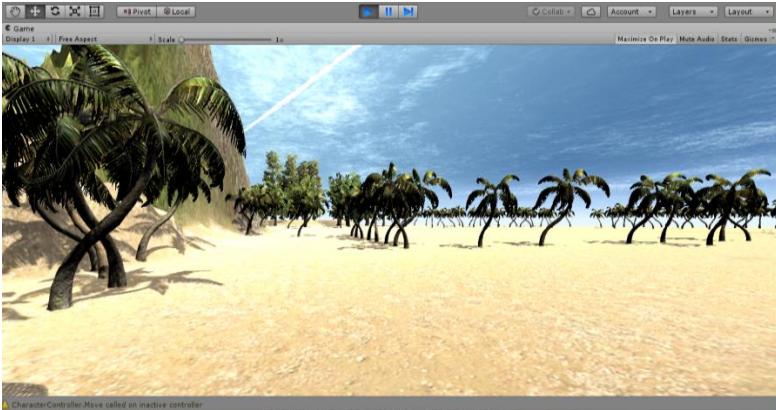
Pergerakan *avatar* dilakukan dengan memberikan *script* yang nantinya perlu diisi posisi target yang diinginkan dan juga kecepatan pergerakan. Setelah itu baru akan berpindah ke *scene* yang berisi tampilan alur pergerakan dari *avatar*. Tampilan pergerakan *avatar* dapat dilihat pada Gambar 4.23 dan Gambar 4.24. Perpindahan target dari setiap titik ke titik selanjutnya menggunakan fitur *object* yang mana digunakan posisinya untuk menentukan arah pergerakan selanjutnya. Data yang diterima dari pengujian merupakan data yang berasal dari keluaran Arduino Due, yang mana memberikan perintah untuk menambah dan mengurangi kecepatan pergerakan dari tampilan yang berada didalam visual. Pengiriman data yang dilakukan oleh Arduino Due melalui port USB dari laptop dengan *baudrate* 57600 yang telah ditetapkan pada Arduino Due dan port USB menggunakan device manager dibagian pengaturan port.



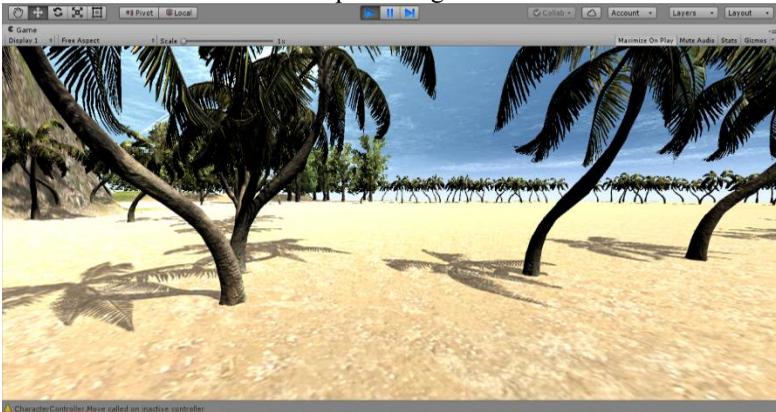
Gambar 4.22 Tampilan Rute berwarna merah

Pengiriman data dilakukan setiap 16ms yang bertujuan untuk menghindari adanya *delay* pada pergerakan di Unity sehingga bisa dicapai tampilan *frame rate* yang optimal.

Pergerakan *avatar* dilakukan secara lurus, sehingga ketika terjadi perubahan arah gerak, maka *avatar* akan berhenti dan merubah arahnya terlebih dahulu. Saat *avatar* menunggu hingga pergeseran arah untuk ke titik selanjutnya merupakan proses pengubahan arah dari pemrograman *script* yang diberikan karena tidak dapat mengubah arah secara halus bersamaan dengan melakukan pergerakan dan juga hal tersebut dilakukan dengan mempertimbangkan aspek dari pemakai yang akan menyebabkan pusing ketika pergerakan yang dilakukan pada treadmill secara lurus, namun pada visual berjalan kearah lain yang mana juga menggeser secara perlahan-lahan hingga mencapai arah dari titik target selanjutnya.



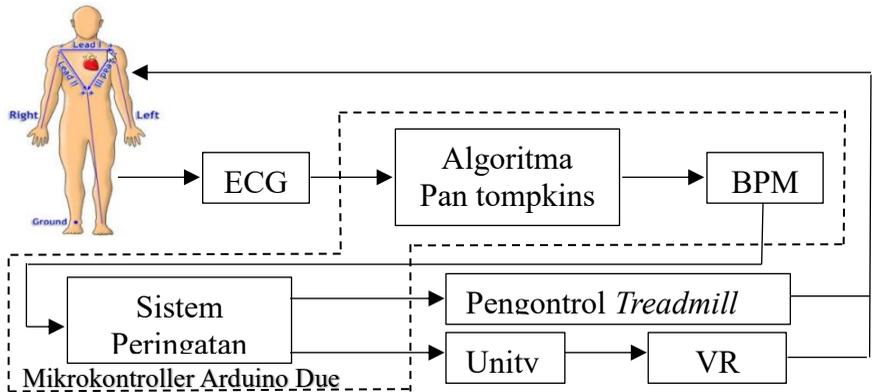
Gambar 4.23 Tampilan Pergerakan *Avatar* awal



Gambar 4.24 Tampilan Pergerakan *Avatar* setelah bergerak.

4.5. Pengujian Keseluruhan Alat

Pengujian keseluruhan alat dilakukan dengan mengambil 9 *sample* subyek berjenis kelamin pria yang berusia rata-rata 20 hingga 22 tahun. Terdapat error sebanyak 2 dari 9 subyek pada pengujian *threshold*, dimana nilai *threshold* yang ditetapkan adalah 8.5% dari puncak sinyal. Diagram alir kerja dari keseluruhan alat dapat dilihat pada Gambar 4.25.



Gambar 4.25 Diagram Alir Kerja Keseluruhan Sistem

Tabel 4.4 Tabel Pengujian BPM Seluruh Subyek

Kode Subjek	Tinggi Badan	Berat Badan	Usia	BPM rata-rata	frekuensi pengambilan data
A	173	88	22	184	3
B	159	48	22	31	3
C	170	63	23	83	1
D	167	56	23	81	1
E	168	50	23	115	1
F	165	65	21	112	1
G	165	50	22	102	1
H	167	67	22	78	1
I	170	69	22	125	1

Hasil keseluruhan pengujian pengambilan nilai BPM terhadap batas *threshold* sebesar 8,5% dari puncak dapat dilihat pada Tabel 4.4. pada pengujian subyek A didapati nilai BPM yang error karena keadaan BPM subyek yang selalu berada diatas 180 walaupun subyek belum melakukan aktivitas apapun dan hanya berdiri saja, sedangkan kerja jantung maksimal untuk subyek berusia 22 tahun berada pada angka 160 ketika melakukan aktivitas yang tergolongkan berat dan membebani tubuh subyek. Ketika batas *threshold* dinaikkan hingga mencapai 12% dari puncak maka barulah bisa didapatkan hasil pengukuran yang sesuai dan berada pada nilai BPM rata-rata 120, karena disebabkan karena subyek A memiliki berat badan yang dapat digolongkan obesitas, oleh karena itu hasil pengukuran dari subyek A dimasukkan kedalam error. Pada pengujian subyek B didapati nilai BPM yang error karena keadaan BPM

rata-rata subyek yang berada dibawah 40, walaupun didapatinya anomali bentuk jantung. Pada umumnya subyek seharusnya memiliki BPM terendah berkisar pada angka 60 hingga 70, jika dibawah itu maka pada keadaan tertentu subyek akan tidak terasa detak jantungnya dalam beberapa detik. Hal ini menandakan bahwa hasil pengukuran ini dimasukkan kedalam error.

Pada pengukuran sejumlah subyek lainnya tidak didapati error, dan pengambilan data dapat dilakukan hanya dengan sekali pengambilan saja. Meskipun berdasarkan hasil-hasil bentuk sinyal jantung yang telah disertakan pada lampiran menunjukkan respon yang buruk karena memiliki segmen T yang besar, hal ini disebabkan karena memiliki pola tidur yang kurang teratur, kurang makan sayur dan sering melakukan aktivitas hingga melewati jam tidur. Namun untuk subyek D didapati hasil pengukuran yang bagus diakibatkan karena tubuh subyek terbiasa melakukan latihan kebugaran dan sering memakan sayur. Berikut merupakan beberapa hasil pengambilan *sample* data dari 9 subyek yang menjadi sukarelawan dalam proses pengujian alat ini.

4.5.1. Subyek A

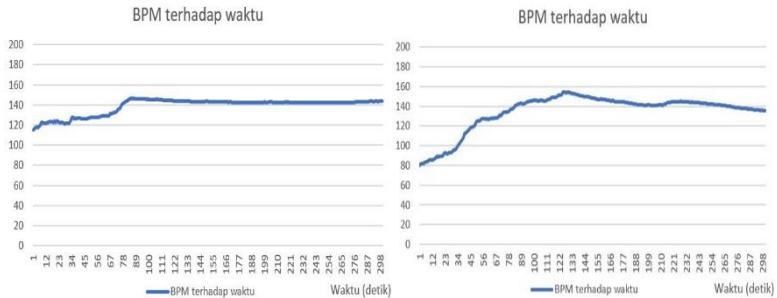
Pada pengujian, subyek memiliki berat badan 88 kg dan tinggi 173 cm. Subyek A memiliki berat badan yang tergolong obesitas yang mana menunjukkan bahwa selama proses memompa darah keseluruhan tubuh akan memberi beban yang lebih berat dari pada tubuh orang subyek lain, hal ini dikarenakan selama proses memompa darah terhalang oleh adanya lemak yang berada didalam pembuluh darah tubuh. Karakteristik bentuk sinyal yang telah diambil oleh alat tugas akhir ini dapat dilihat pada Gambar 4.26 dan keluaran *threshold* pada Gambar 4.27. Dimana keluaran dari proses *threshold* yang muncul beberapa kali dalam satu siklus jantung disebabkan karena adanya nilai yang melebihi *threshold*.



Gambar 4.26 Sinyal Murni Subyek A



Gambar 4.27 Hasil Keluaran *Threshold* Subyek A



(a)

(b)

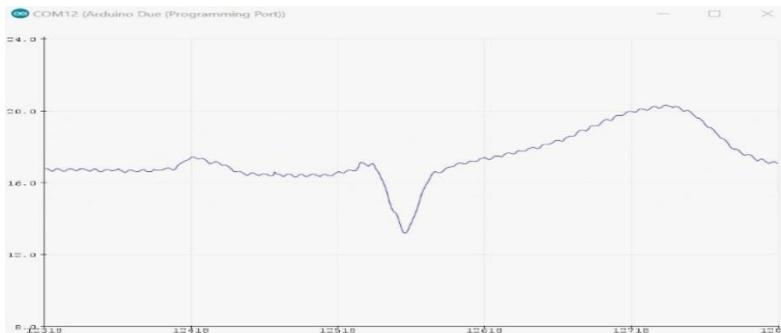
Gambar 4.28 (a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR Subyek A

Hal tersebut dapat dipengaruhi oleh faktor bobot dari subyek yang tergolong obesitas. Secara umum, segmen R terjadi ketika jantung akan memompa darah keseluruh tubuh. Sedangkan subyek yang tergolong obesitas akan memiliki lebih banyak timbunan lemak di aliran darah, yang mana akan menyumbat kelancaran aliran darah. Oleh karena itu akan memaksa jantung bekerja lebih keras hingga darah dapat mengalir keseluruh tubuh, sehingga menyebabkan bentuk segmen R yang jauh lebih besar dari normal yang pada akhirnya didapat pengukuran denyut jantung setiap menit yang stabil berada diatas 120 kali setiap menitnya. Perbandingan BPM ketika menggunakan VR maupun tidak dapat dilihat pada Gambar 4.28.

4.5.2. Subyek B

Pada pengujian ini subyek memiliki berat badan 48 kg dan tinggi 159

cm. Subyek B memiliki berat badan yang tergolong normal yang mana menunjukkan bahwa selama proses memompa darah keseluruhan tubuh tidak memberi beban yang begitu berat, namun terdapat anomali pada bentuk sinyal bagian segmen R yang terlalu kecil hingga hampir tidak terlihat perbedaannya dengan segmen P ketika proses pengambilan *sample* data. Anomali bentuk sinyal tersebut dapat dipengaruhi oleh riwayat penyakit yang pernah dialami maupun keadaan tubuh subyek saat melakukan proses pengambilan data. Karakteristik bentuk sinyal yang telah diambil oleh alat tugas akhir ini dapat dilihat pada Gambar 4.29 dan keluaran *threshold* pada Gambar 4.30, karena kecilnya segmen R menyebabkan nilai *threshold* harus diturunkan hingga 4.5% dari puncak sinyal hingga mendapatkan keluaran *threshold* yang sebagaimana mestinya. Oleh karena itu didapat pengukuran denyut jantung setiap menit yang stabil diantara 60 hingga 100 kali setiap menitnya.

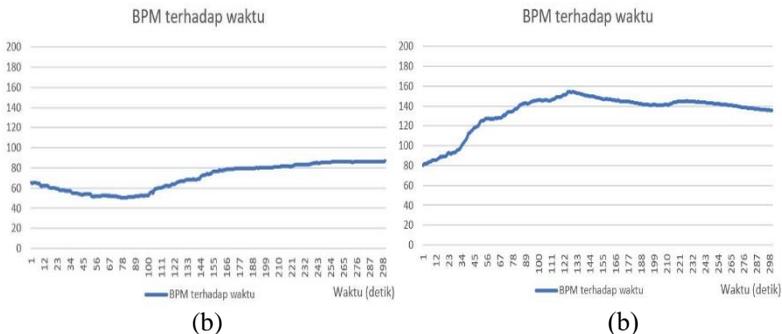


Gambar 4.29 Sinyal Murni Subyek B



Gambar 4.30 Hasil Keluaran *Threshold* Subyek B

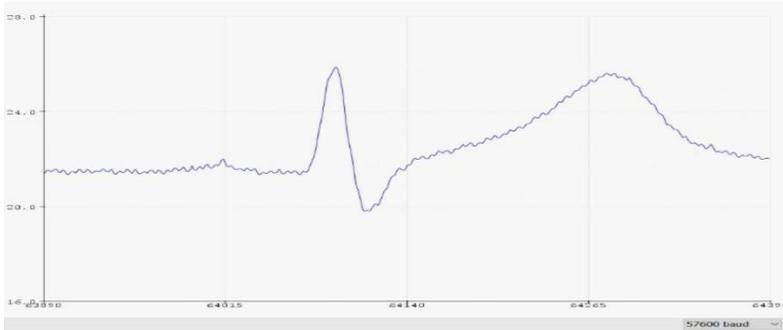
Bentuk anomali sinyal dapat digolongkan kedalam *third-degree AV block* atau biasa disebut dengan *complete heart block*, dimana hal tersebut terjadi saat rangsangan dari atrium secara sepenuhnya dihalangi pada titik AV dan tidak bisa mengalir ke ventrikel. Hal ini dapat dianalogikan seperti barisan orang yang menunggu didepan pintu, tetapi tidak ada satupun yang dapat masuk kedalam pintu tersebut. Gejala serius dari anomali ini biasa memberikan rasa kelelahan, sakit dibagian dada, dan kehilangan kesadaran. Tetapi beberapa subyek yang mengalami ini juga bisa terbebas dari gejala-gejala yang telah disebutkan, namun tubuh subyek tidak dapat melakukan toleransi terhadap kegiatan olahraga dan seringkali merasa lelah tanpa alasan yang jelas. Perbandingan BPM ketika menggunakan VR maupun tidak dapat dilihat pada Gambar 4.31.



Gambar 4.31 (a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR Subyek B

4.5.3. Subyek C

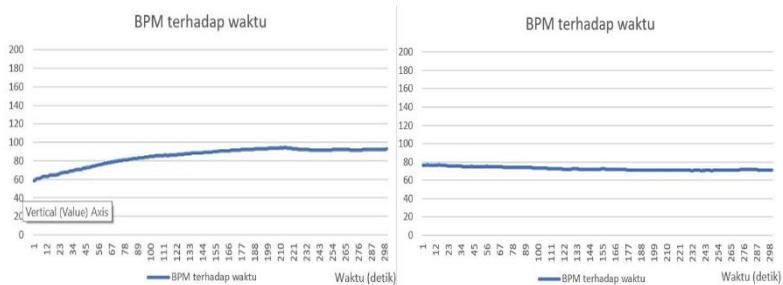
Pada pengujian ini subyek memiliki berat badan 63 kg dan tinggi 170 cm. subyek C memiliki berat badan yang tergolong normal yang mana menyebabkan proses memompa darah keseluruh tubuh tidak memerlukan usaha yang begitu berat, namun didapati bentuk segmen T yang besar pada proses pengambilan *sample* data, hal ini disebabkan oleh beberapa faktor yaitu waktu tidur yang kurang dan pola makan yang kurang sehat. Anomali bentuk sinyal ini sering terjadi pada subyek yang baru bisa tidur pagi maupun yang cenderung baru mulai beraktivitas pada malam hari, oleh karena itu sering menyebabkan waktu tidur yang kurang cukup. Waktu tidur yang baru dimulai setelah melewati jam tidur normal akan menyebabkan kerja jantung lebih terbeban. Karakteristik bentuk sinyal yang telah diambil oleh alat tugas akhir ini dapat dilihat pada Gambar 4.32 dan keluaran *threshold* pada Gambar 4.33. Pada subyek ini



Gambar 4.32 Sinyal Murni Subyek C



Gambar 4.33 Hasil Keluaran *Threshold* Subyek C



(a)

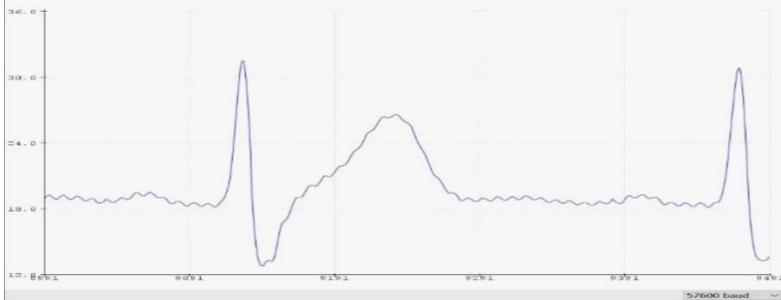
(b)

Gambar 4.34 (a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR Subyek C

didapatkan bentuk sinyal yang normal. Perbandingan BPM ketika menggunakan VR maupun tidak dapat dilihat pada Gambar 4.34.

4.5.4. Subyek D

Pada pengujian ini subyek memiliki berat badan 56 kg dan tinggi 167 cm. Subyek D memiliki berat badan yang tergolong normal yang mana menyebabkan proses memompa darah keseluruh tubuh tidak memerlukan usaha yang begitu berat, dan tidak didapati anomali pada bentuk sinyal jantung subyek D. Subyek D memiliki bentuk sinyal yang normal karena sering melakukan olah raga dan memiliki pola tidur dan makan yang teratur. Karakteristik bentuk sinyal yang telah diambil oleh alat tugas akhir ini dapat dilihat pada Gambar 4.35 dan keluaran *threshold* pada Gambar 4.36. Pada subyek D memiliki bentuk sinyal yang normal dengan nilai *threshold* yang telah ditetapkan. Faktor kebugaran dari tubuh

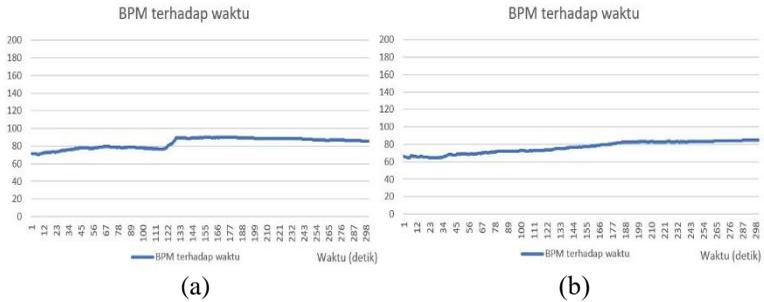


Gambar 4.35 Sinyal Murni Subyek D



Gambar 4.36 Hasil Keluaran *Threshold* Subyek D

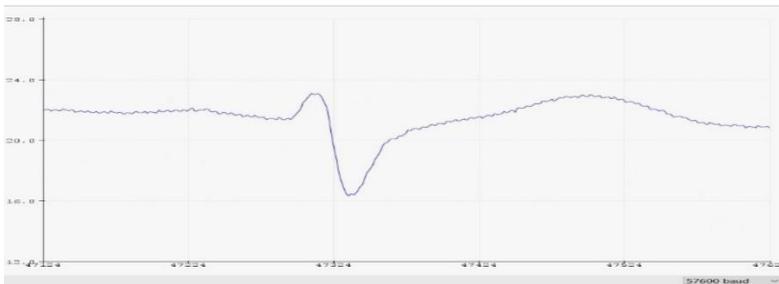
subyek sangat mempengaruhi bentuk sinyal yang dikeluarkan oleh jantung dan pola makan yang sehat dan teratur memberikan pengaruh pada besarnya segmen T. Jika subyek semakin sering berolahraga dan mengonsumsi makanan seperti sayur, akan menyebabkan bentuk segmen T yang kecil. Perbandingan BPM ketika menggunakan VR maupun tidak dapat dilihat pada Gambar 4.37.



Gambar 4.37 (a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR Subyek D

4.5.5. Subyek E

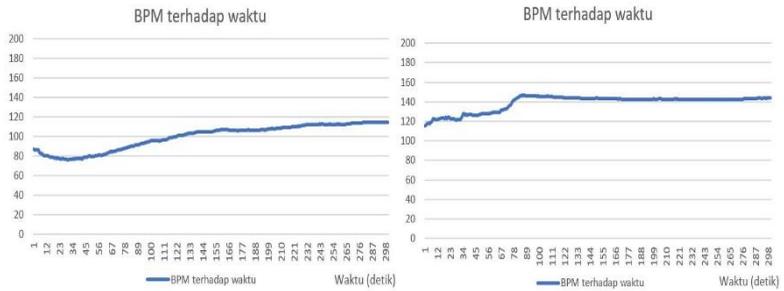
Pada Pengujian ini subyek memiliki berat badan 50 kg dan tinggi 168 cm. Subyek E memiliki berat badan yang tergolong normal yang mana menyebabkan proses memompa darah keseluruh tubuh tidak memerlukan usaha yang begitu berat, namun terdapat anomali pada segmen T yang begitu tinggi hingga melewati segmen R, dan juga didapati nilai R yang lebih kecil dari keadaan normal. Besarnya segmen T disebabkan oleh pola tidur dari subyek yang sangat kurang hingga sangat lebih besar jika dibandingkan R. Anomali bentuk segmen R dapat dipengaruhi oleh riwayat penyakit yang pernah dialami maupun keadaan tubuh subyek ketika melakukan proses pengambilan data. Karakteristik bentuk sinyal yang telah diambil oleh alat tugas akhir ini dapat dilihat pada Gambar 4.38 dan keluaran *threshold* pada Gambar 4.39 pada subyek E didapatkan bentuk sinyal yang normal dengan nilai *threshold* yang telah ditetapkan. Perbandingan BPM ketika menggunakan VR maupun tidak dapat dilihat pada Gambar 4.40.



Gambar 4.38 Sinyal Murni Subyek E



Gambar 4.39 Hasil Keluaran *Threshold* Subyek E



(a)

(b)

Gambar 4.40 (a) BPM tanpa VR (b) BPM dengan VR Subyek E

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB V

PENUTUP

5.1. Kesimpulan

Berdasarkan perancangan, pengujian, dan analisa sistem yang telah dilakukan dapat ditarik beberapa kesimpulan dari tugas akhir ini sebagai berikut:

- a. Berdasarkan pengamatan, pemasangan alat memberikan sedikit ketidaknyamanan karena memiliki penempatan kabel untuk *virtual reality* dan ECG.
- b. Respon penggunaan *virtual reality* terhadap BPM memiliki dampak yang berbeda-beda.
- c. Hasil pengambilan data memiliki tingkat keberhasilan 77,77% terhadap batas threshold 8,5% dari puncak sinyal.
- d. Pengukuran BPM dapat terganggu oleh lingkungan sekitar terutama lokasi subyek berdiri.

5.2. Saran

Berdasarkan pengujian alat tugas akhir ini, maka dapat terdapat beberapa saran dari penulis berdasarkan hasil yang telah diperoleh saat percobaan, yaitu sebagai berikut:

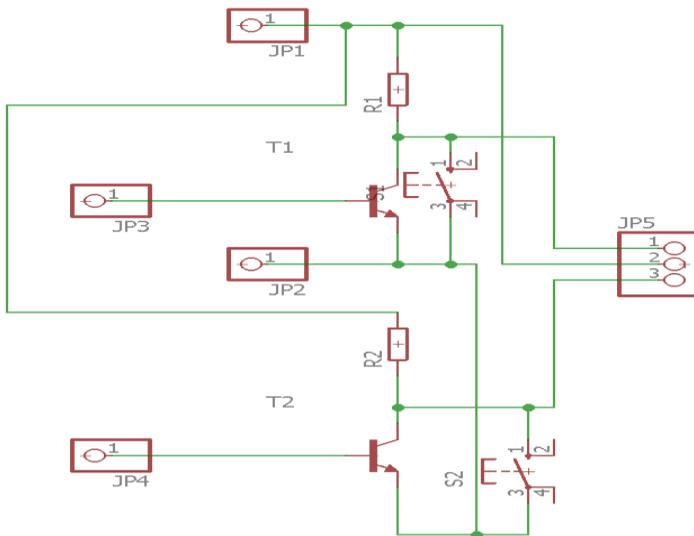
- a. Pengujian dan analisa lebih lanjut terhadap kategori bentuk anomali sinyal jantung yang lebih akurat.
- b. Penyusunan tampilan *virtual reality* yang dapat memberikan *feedback* secara langsung kepada subyek.
- c. Komunikasi yang dapat berjalan dua arah tanpa menggunakan media kabel.
- d. Dimensi ukuran alat yang bisa lebih kecil agar mudah dipergeser.
- e. Persentase error dari penghitungan yang lebih kecil terhadap penghitungan BPM dengan *threshold* tertentu.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Paul A. Iaizzo, "*Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*", University of Minnesota, 1984
- [2] Frederic H. Martini, Judi L. Nath, Edwin F. Bartholomew, "*Anatomy & Physiology*", Pearson, 2012
- [3] Tompkins, Willis, "*Biomedical Digital Signal Processing*", Prentice Hall, 1995
- [4] Pujiono, "*Rangkaian Elektronika Analog*", Graha Ilmu, 2006
- [5] Weisner, Steven J., Tompkins, Willis J., Tompkins, Bonnie M., "*A Compact, Microprocessor-Based ECG ST-Segment Analyzer for the Operating Room*", IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. Bme-29, No. 9, September 1982
- [6] AD620 datasheet, Analog Device, 2010.
- [7] Datasheet SAM3X, SAM3A Series, 2015.
- [8] Theo Wiranadi Hendrata, "*Sistem Pengawasan Irama Jantung dan Indikasi Serangan Jantung dengan Elektrokardiografi Portabel yang Terintegrasi Android*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2016.
- [9] Mufiedah, "*Kontrol Kecepatan dan Inklinasi Pada Treadmill Berdasarkan Data Kardiovaskular*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2016.
- [10] Demetri Terzopoulos, "*Artificial Life for Graphics, Animation, Multimedia, and Virtual Reality*", Massachusetts Institute of Technology, 1996
- [11] Ibrahim Somanathan L, Khalil I., "*Fitness Monitoring System Based on Heart Rate and SpO2 Level*", IEEE, 2010.
- [12] Setiawan, Rachmad, "*Teknik Akuisisi Data*", Graha Ilmu, 2008
- [13] Jesse Glover, "*Unity for Human Beings*", Zenva, 2016
- [14] ProviewXL50 Manual, 1999.
- [15] Lippincott Williams & Wilkins, "*ECG Interpretation Made Incredibly Easy-5th*", Ambler, 2011
- [16] "Unity : Documentation," 2017. [Online]. Available: <https://docs.unity3d.com/2017.2/Documentation/ScriptReference/Time-deltaTime.html>. [Accessed 14 January 2019].

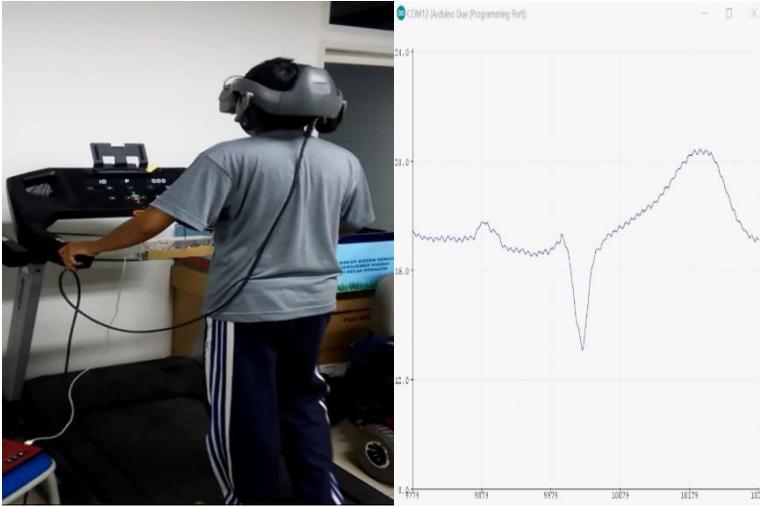
Halaman ini sengaja dikosongkan



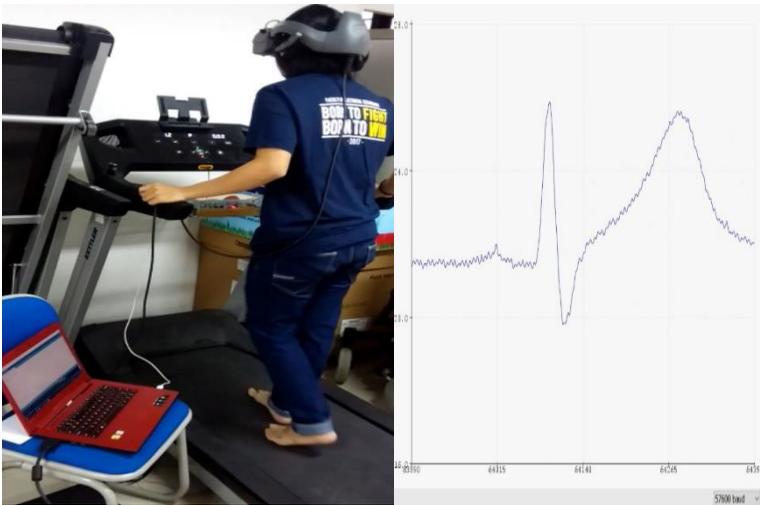
Gambar A.2 Rangkaian Motor Kontroler



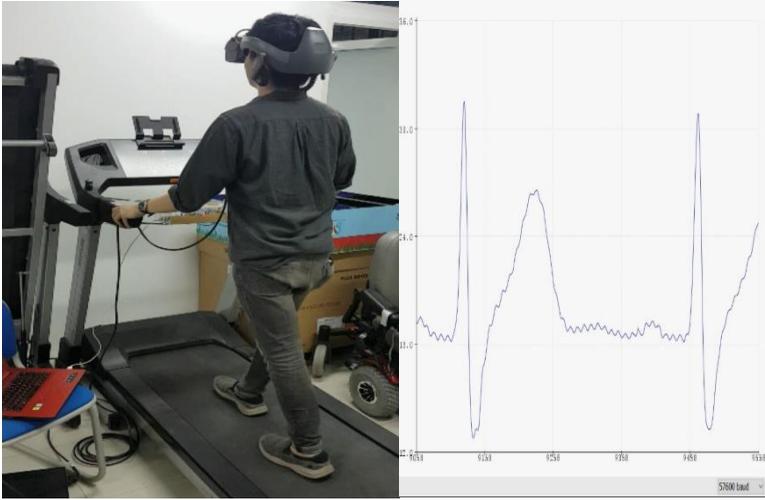
Gambar A.3 (a) Subjek A (b) Sinyal Murni Subjek A



(a) (b)
Gambar A.4 (a) Subjek B (b) Sinyal Murni Subjek B



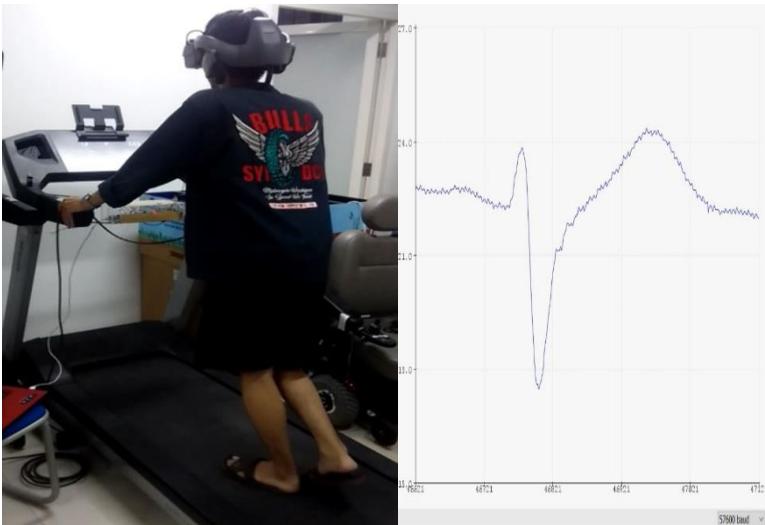
(a) (b)
Gambar A.5 (a) Subjek C (b) Sinyal Murni Subjek C



(a)

(b)

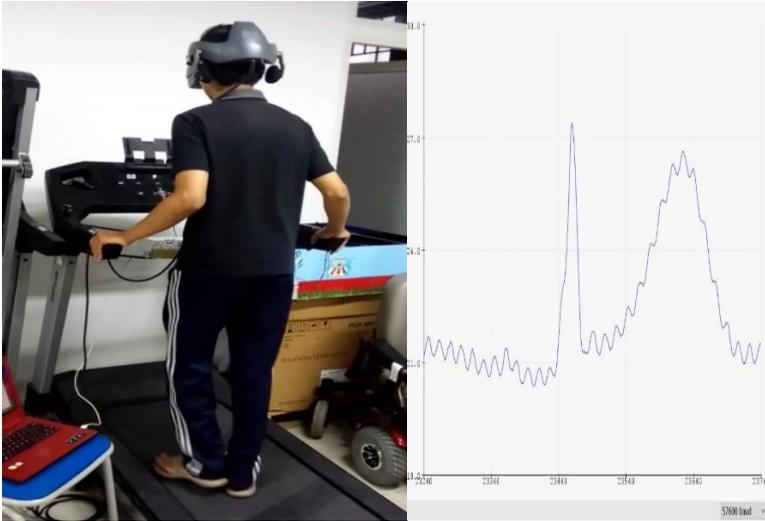
Gambar A.6 (a) Subjek D (b) Sinyal Murni Subjek D



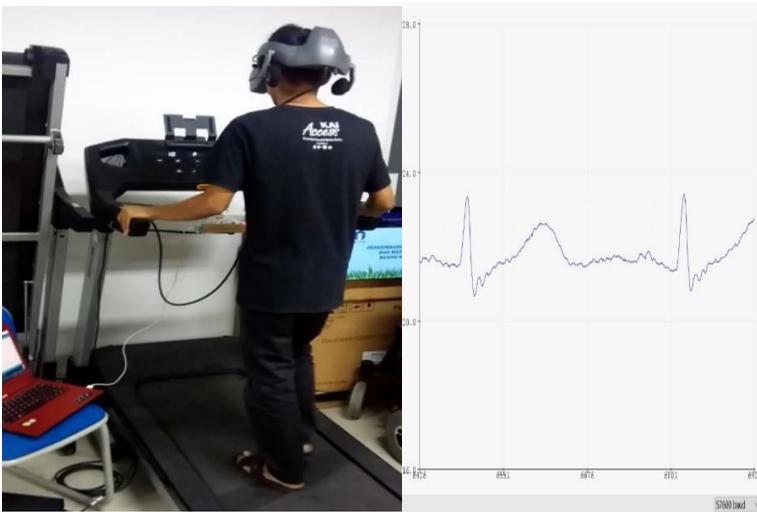
(a)

(b)

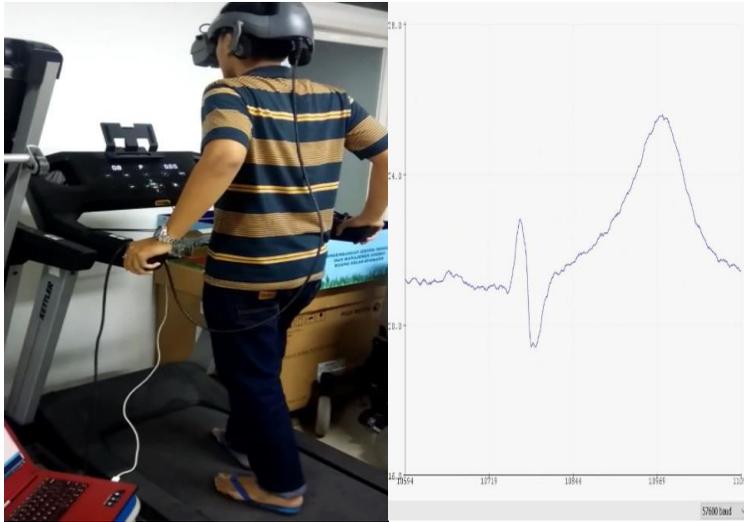
Gambar A.7 (a) Subjek E (b) Sinyal Murni Subjek E



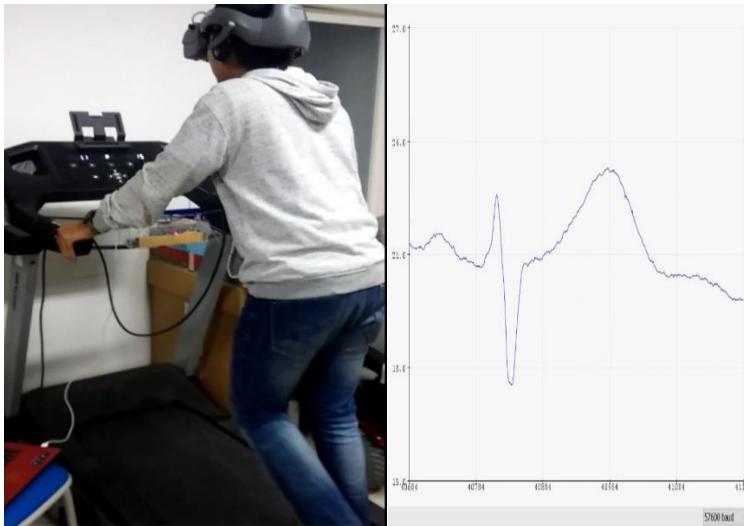
(a) (b)
Gambar A.8 (a) Subjek F (b) Sinyal Murni Subjek F



(a) (b)
Gambar A.9 (a) Subjek G (b) Sinyal Murni Subjek G



(a) (b)
Gambar A.10 (a) Subjek H (b) Sinyal Murni Subjek H



(a) (b)
Gambar A.11 (a) Subjek I (b) Sinyal Murni Subjek I

Biodata Penulis



Penulis memiliki nama lengkap Kevin Leo Saputra. Penulis yang akrab disapa dengan Kevin ini lahir di Denpasar, 13 Agustus 1996. Selaku anak kedua dari Pasangan Subekti dan Mariawati. Penulis menempuh pendidikan formal di SDK St. Yusup Sidoarjo, SMP Kristen Petra 5 Surabaya, dan SMA Kristen Petra 5 Surabaya. Mulai menempuh jejang perkuliahan di Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri pada tahun 2014 setelah lulus dari SMA. Penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara.

Selama perkuliahan penulis lebih aktif dalam kegiatan diluar kampus, seperti bekerja paruh waktu.

Pada saat buku tugas akhir ini ditulis, penulis telah mengambil konsentrasi pada bidang studi elektronika dan sedang menyelesaikan tugas akhir pada semester 8 perkuliahan. Penulis dapat dihubungi melalui kevinleo1996f@gmail.com

Halaman ini sengaja dikosongkan