



TESIS - TE185401

**PENGENDALIAN KURSI RODA PADA LINTASAN *RAMP*
MENGUNAKAN *BIOELECTRICAL IMPEDANCE*
DENGAN *FUZZY-PID CONTROLLER***

MASYITAH AULIA
07111750040009

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Achmad Arifin, S.T., M. Eng
Dr. Ir. Djoko Purwanto, M. Eng

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

Halaman ini sengaja dikosongkan



TESIS - TE185401

**PENGENDALIAN KURSI RODA PADA LINTASAN *RAMP*
MENGUNAKAN *BIOELECTRICAL IMPEDANCE*
DENGAN *FUZZY - PID CONTROLLER***

MASYITAH AULIA
07111750040009

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Achmad Arifin, S.T., M. Eng
Dr. Ir. Djoko Purwanto, M. Eng

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

Halaman ini sengaja dikosongkan

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar

Magister Teknik (MT)

di

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

MASYITAH AULIA

NRP: 07111750040009

Tanggal Ujian: 29 Juni 2020

Periode Wisuda: September 2020

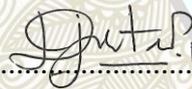
Disetujui oleh:

Pembimbing:

1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M. Eng
NIP: 19710314 199702 1 001


.....

2. Dr. Ir. Djoko Purwanto., M. Eng
NIP: 19651211 199002 1 002


.....

Penguji:

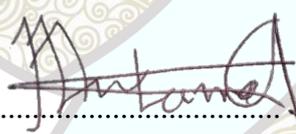
1. Dr. Rachmad Setiawan, ST., MT.
NIP: 19690529 199512 1 001


.....

2. Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D.
NIP: 1981011 8200312 1 003


.....

3. Muhammad Attamimi, B.Eng., M.Eng.,
Ph.D.
NIP: 19850327 201903 1 006


.....

Kepala Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas



Dedet Candra Riawan, ST., M.Eng., Ph.D.
NIP: 19731119 200003 1 001

Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“PENGENDALIAN KURSI RODA PADA LINTASAN RAMP MENGGUNAKAN BIOELECTRICAL IMPEDANCE DENGAN FUZZY-PID CONTROLLER”** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diizinkan 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, Juni 2020

Masyitah Aulia
NRP. 07111750040009

PENGENDALIAN KURSI RODA PADA LINTASAN RAMP MENGUNAKAN *BIOELECTRICAL IMPEDANCE* DENGAN *FUZZY – PID CONTROLLER*

Nama mahasiswa : Masyitah Aulia
NRP : 07111750040009
Pembimbing : 1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M. Eng
2. Dr. Ir. Djoko Purwanto, M. Eng

ABSTRAK

Seseorang yang menderita *disabilitas* atau kelumpuhan memiliki keterbatasan dalam bergerak. Pada kasus *disabilitas* yang parah, mereka bahkan kesulitan untuk berjalan, menaiki, dan menuruni tangga sehingga memerlukan alat bantu untuk mobilitas sehari-hari. Tidak selamanya mereka dapat bergantung dengan belas kasihan orang lain. Pada kasus ini, kursi roda dianggap sebagai alat bantu yang mampu membantu mobilitas penggunaannya menjadi lebih mudah. Namun untuk kasus kelumpuhan pada bagian tubuh atas dan bawah mengakibatkan mereka tidak mampu untuk menggunakan kursi roda seperti yang seharusnya. Sehingga pada penelitian ini dibuatlah kursi roda elektrik yang dapat digunakan oleh penyandang *disabilitas*, yang mampu bergerak berdasarkan sinyal *bioelectrical impedance* pada bagian tubuh yang masih dapat digerakkan. Riset yang sudah ada sebelumnya ialah pengendalian kursi roda pada jalanan datar, sedangkan ketika jalan naik atau turun, kursi roda tersebut memiliki kecepatan yang tidak stabil. Maka pada penelitian ini dilakukan pengembangan dengan memanfaatkan kontrol *Fuzzy-PID* yang mampu mengendalikan kecepatan kursi roda sehingga lebih stabil. Kursi roda elektrik dengan kontrol *Fuzzy-PID* ini mampu berjalan pada lintasan *ramp* yang naik maupun turun dengan sudut tidak melebihi 10 derajat, dengan kecepatan yang masih stabil. Subjek uji coba yang digunakan adalah 4 orang dengan berat yang berbeda-beda. Tingkat eror pada masing-masing kecepatan bertambah ketika lintasan *ramp* semakin curam, dan beban pengguna yang semakin besar. Keberhasilan pada percobaan ini berada pada tingkat keberhasilan rata – rata 80%. Hal ini terjadi karena adanya perubahan lebar dari sinyal *bioimpedance* yang mempengaruhi lambat dan cepatnya perintah ketika diberikan perintah bergerak, dan sudut kemiringan lintasan yang mempengaruhi kecepatan motor saat kursi roda melintasi lintasan tersebut.

Kata kunci: (Kursi Roda Elektrik, *Fuzzy-PID*, *Bioelectrical Impedance*, *Disabilitas*, Lintasan *Ramp*)

Halaman ini sengaja dikosongkan

CONTROL OF WHEELCHAIR ON THE RAMP TRAJECTORY USING BIOELECTRIC IMPEDANCE WITH FUZZY-PID CONTROLLER

By : Masyitah Aulia
Student Identity Number : 07111750040009
Supervisor(s) : 1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng
2. Dr. Ir. Djoko Purwanto, M.Eng

ABSTRACT

Someone who suffer disabilities or paralysis has a limitation in moving. In severe cases of disability, they even have difficulty in walking, climbing and down the stairs, even in ramp trajectory so they need tools for daily mobility. They can not depend on the others to help them to move. In this case, the wheelchair is considered as a tool that is able to help the mobility of its user easier. However, for cases of paralysis in the upper and lower body parts, they are unable to use a wheelchair as they should. In this study, an electric wheelchair that can be used by people with severe disabilities, who are able to move a part of their body that can be detected with bioelectrical impedance signal were made. Pre-existing research was controlling the wheelchairs on flat roads, whereas when the road goes up or down, the wheelchair speed was unstable. So, in this research, the development of electric wheelchair was carried out with implementing Fuzzy-PID controller in it, so the speed of the wheelchair is more stable. The electric wheelchair with Fuzzy-PID control is able to walk on ramp trajectory that goes up or down up to 30 degrees of angle, with a stable speed. This experiment was tested with 4 people with different weights. The result is, as the weight or the angle of ramp trajectory getting stepper, the error rate gets greater. Success in this trial was at an average success rate of 80%. This occurs because of changes in the width of the bioimpedance signal which affects the slow and fast order when given a moving command, and the tilt angle of the track that affects the speed of the motor when the wheelchair crosses the track.

Keywords: (Electric wheelchair, Fuzzy-PID, bioelectrical impedance, disability, ramp trajectory)

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena pada akhirnya dapat menyelesaikan tesis dengan judul “**PENGENDALIAN KURSI RODA PADA LINTASAN RAMP MENGGUNAKAN *BIOELECTRICAL IMPEDANCE DENGAN FUZZY-PID CONTROLLER***” untuk memenuhi sebagai syarat memperoleh gelar Magister Teknik (MT) pada Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Penulis menyadari bahwa dalam penyusunan tesis ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan ketulusan dan kerendahan hati penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M. Eng dan Dr. Ir. Djoko Purwanto, M. Eng selaku dosen pembimbing.
2. Dr I Ketut Eddy Purnama S.T., M.T selaku Dekan Fakultas Teknologi Elektro yang telah memberikan arahan selama perkuliahan Pascasarjana berlangsung hingga terselesaikannya penelitian.
3. Astria Nur Irfansyah, S.T., M. Eng., Ph.D. selaku dosen wali yang telah memberikan motivasi dan saran dalam perkuliahan berlangsung.
4. Dedet Candra Riawan, ST., M.Eng., Ph.D. selaku Kepala Departemen Teknologi Elektro, Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D. Ketua Program Studi Pascasarjana Teknik Elektro, dan karyawan Pascasarjana Teknik Elektro yang telah membantu penulis dalam segala urusan administrasi selama menempuh kuliah di ITS.
5. Kepada seluruh Civitas Akademisi Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, atas segala bantuan yang telah diberikan.
6. Kepada kedua orang tua Bapak Ahmad Abdullah, Ibu Itam Ahmad, Kak Anty, Kak Fitrah, Kak Opan dan Kak Inunk, serta Ponakan – ponakan (Dila, Luna, Ghaniya, Khaira, dan dedek Shakiel) yang senantiasa memberikan dukungan moril, materi serta doa untuk penulis dalam menempuh studi pascasarjana.
7. Kepada Bapak Muntaha dan Ibu Erta selaku Ibu dan Bapak kos yang selalu memberikan dukungan serta menjadi pengganti orang tua selama di Surabaya

8. Kepada teman-teman S2 (Ichsan, Citta, Dion, Mbak Anita, Mas Agus, Mas dody, Mas Kharis dan Pak Setya) dan S1 di fakultas teknik elektro khususnya di Lab B205 yang senantiasa membantu dan memberikan semangat hingga terselesaikannya penelitian.

Semoga Tuhan yang pengasih lagi penyayang membalas budi baik mereka semua. Pada akhirnya, penulis menyadari bahwa tesis ini masih belum sempurna. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun. Penulis berharap semoga tesis ini dapat bermanfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi serta bagi masyarakat demi kemajuan Bangsa.

Surabaya, Juni 2020

Penulis

Masyitah Aulia

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN TESIS	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	v
ABSTRAK	vii
<i>ABSTRACT</i>	ix
KATA PENGANTAR.....	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Tujuan.....	2
1.4 Batasan Masalah.....	2
1.5 Kontribusi.....	3
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA	5
2.1 Kajian Penelitian Terkait.....	5
2.2 Teori Dasar	9
2.2.1 Otot <i>Uper Trapezius</i>	9
2.2.2 <i>Bioelectrical Impedance</i>	10
2.2.3 Kursi Roda Elektrik	12
2.2.4 Lintasan <i>Ramp</i>	15
2.2.5 <i>PID Controller</i>	17
2.2.6 <i>Fuzzy Controller</i>	19
BAB 3 METODE PENELITIAN	21
3.1 Perancangan Sistem.....	21
3.1.1 Perancangan Sistem <i>Bioelectrical Impedance</i>	22
3.2 <i>Intrepretasi</i> Perintah.....	35
3.3 <i>Fuzzy Logic Controller</i>	36
3.4 Perancangan Sistem <i>Mikrokontroler</i>	37

BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN	39
4.1 Pengujian Rangkaian Stimulasi.....	39
4.1.1 <i>Square Wave Generator</i>	39
4.1.2 <i>Low Pass Filter</i>	39
4.1.3 Pengujian <i>Inverting Amplifier</i>	40
4.2 Pengujian Rangkaian Instrumentasi	41
4.2.1 Pengujian <i>Instrumentasi Amplifier</i>	41
4.2.2 Pengujian <i>Band Pass Filter</i>	41
4.2.3 Pengujian <i>AC to DC Converter</i>	42
4.2.4 Pengujian <i>Pulse Width Modulation</i>	43
4.2.5 Pengujian <i>Sensor IMU</i>	44
4.3 Pengujian Sistem Keseluruhan	44
BAB 5 PENUTUP	55
5.1 Kesimpulan.....	55
5.2 Saran.....	56
DAFTAR PUSTAKA.....	57
BIODATA PENULIS	59

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Otot upper <i>trapezius</i>	9
Gambar 2.2	Aliran Arus Pada Sebuah Jaringan	11
Gambar 2.3	Dua Metode Pemasangan Elektroda Pengukuran <i>Bioimpedance</i> (a) Sistem Dua Elektroda (b) Sistem Empat Elektroda	11
Gambar 2.4	Penempatan Elektroda pada Tubuh.....	11
Gambar 2.5	Diagram Blok Sistem Instrumentasi <i>Bioimpedance</i>	12
Gambar 2.6	Diagram Blok Kursi Roda dengan <i>Power Asisted</i>	13
Gambar 2.7	Konfigurasi Kursi Roda <i>Power Asisted</i> (Suki dan Kiso, 2011).....	13
Gambar 2.8	(a) Hasil Pengujian pada Lintasan Menanjak (b) Hasil Pengujian pada Jalan Kasar	13
Gambar 2.9	(a) Efisiensi Pengujian Lintasan pada Jalan Menanjak (b) Efisiensi Pengujian Lintasan pada Jalan Kasar	14
Gambar 2.10	Kursi Roda Elektrik.....	14
Gambar 2.11	<i>Mikrokontroler</i> Kursi Roda.....	15
Gambar 2.12	<i>Ramp Requirements</i>	15
Gambar 2.13	<i>Slope and Cross Slope</i>	16
Gambar 2.14	Lebar Pegangan Tangan <i>Ramp</i>	16
Gambar 2.15	<i>Level landings</i>	16
Gambar 2.16	<i>Switchback Ramps</i>	17
Gambar 2.17	<i>Intermediate Landings Where Ramps Change Direction</i>	17
Gambar 2.18	<i>PID Controller</i>	19
Gambar 2.19	<i>Fuzzy Logic Controller</i>	19
Gambar 3.1	Diagram Blok Sistem Keseluruhan.....	22
Gambar 3.2	Diagram Blok Pengontrolan Motor dengan Sinyal <i>Bioelectrical Impedance</i>	22
Gambar 3.3	Skematik <i>Square Wave Generator</i>	24
Gambar 3.4	Skematik Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	27
Gambar 3.5	Skematik Rangkaian <i>Inverting Amplifier</i>	28
Gambar 3.6	Skematik Rangkaian <i>Voltage Controlled Current Source</i>	29

Gambar 3.7	Rangkaian Stimulasi Tercetak Secara Keseluruhan.....	29
Gambar 3.8	Rangkaian Instrumentasi Tercetak Secara Keseluruhan	29
Gambar 3.9	Skematik Rangkaian <i>Instrumentation Ampifier</i>	30
Gambar 3.10	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	32
Gambar 3.11	Rangkaian <i>High Pass Filter</i>	32
Gambar 3.12	Sekmatik Rangkaian <i>AC to DC Converter</i>	33
Gambar 3.13	Skematik Rangkaian <i>Differentiation Amplifier</i>	35
Gambar 3.14	Diagram Alir <i>Intrepretasi Perintah</i>	36
Gambar 3.15	Diagram Blok <i>Fuzzy Logic</i>	37
Gambar 3.16	<i>Membership Function</i> dari Kemiringan Lintasan, RPM dan Kecepatan PWM	37
Gambar 3.17	<i>Pin STM32</i>	38
Gambar 4.1	Sinyal Keluaran dari Rangkaian <i>Square Wave Generator</i>	39
Gambar 4.2	Grafik LPF	40
Gambar 4.3	Sinyal Keluaran dari Rangkaian <i>Inverting Amplifier</i>	41
Gambar 4.4	Grafik Hubungan Tegangan <i>Input</i> dengan Tegangan <i>Output</i>	41
Gambar 4.5	Grafik Pengujian Rangkaian BPF	42
Gambar 4.6	Hasil Pengujian PWM dengan <i>Duty Cycle 5%</i>	43
Gambar 4.7	Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu Y.....	44
Gambar 4.8	Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu x	44
Gambar 4.9	Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu Z.....	44
Gambar 4.10	Grafik Kecepatan PWM dan Putaran RPM	48
Gambar 4.11	Grafik Kecepatan PWM dan RPM pada Lintasan Naik dengan Sudut 5 Derajat	51
Gambar 4.12	Grafik Kecepatan PWM dan RPM pada Lintasan Naik dengan Sudut 5 Derajat	54

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1	Filter <i>Butterworth</i>	26
Tabel 3.2	Rule Base dari Sudut Kemiringan Lintasan dan PWM	37
Tabel 4.1	Data Hasil Pengujian Rangkaian LPF.....	40
Tabel 4.2	Pengujian Rangkaian BPF	42
Tabel 4.3	Pengujian <i>AC to DC Converter</i>	43
Tabel 4.4	Kecepatan PWM dan RPM Terhadap Lintasan Datar dengan Berat Badan Subjek yang Berbeda	46
Tabel 4.5	Kecepatan PWM dan RPM Terhadap Lintasan Menanjak dengan Berat Badan Subjek yang Berbeda	49
Tabel 4.6	Kecepatan PWM dan RPM Terhadap Lintasan Turun dengan Berat Badan Subjek A, B, C dan D yang Berbeda	52
Tabel 4.7	Tingkat keseluruhan percobaan	54

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Sistem saraf manusia merupakan hubungan antara jaringan yang kompleks pada tubuh manusia. Sistem saraf mengkoordinasi, menafsirkan, dan mengontrol interaksi antara individu dan lingkungan sekitar [1]. Kegagalan yang terjadi apabila adanya kelemahan atau kerusakan pada sistem saraf adalah kelumpuhan. Kelumpuhan merupakan hilangnya kemampuan untuk menggerakkan sebagian atau seluruh tubuh (kelumpuhan total). Hasil analisis *World Health Organization* pada dokumennya *World Report on Disability 2011*, didapatkan bahwa 15 dari 100 orang di dunia mengalami distabilitas, dan antar 2-4 dari 100 orang mengalami distabilitas berat. Dalam Survei Penduduk Antar Sensus (SUPAS) tahun 2015, dikumpulkan data delapan kesulitan fungsional yaitu kesulitan melihat, kesulitan mendengar, kesulitan berjalan/naik tangga, kesulitan menggunakan/menggerakkan tangan/jari, kesulitan mengingat/berkonsentrasi, gangguan perilaku dan atau emosional, kesulitan/gangguan berbicara dan atau memahami/berkomunikasi dengan orang lain, dan kesulitan mengurus diri sendiri. Didapatkan hasil proporsi penduduk umur 10 tahun ke atas yang mengalami kesulitan fungsional sebesar 8,56% [2].

Pada penderita keterbatasan berjalan atau menaiki dan menuruni tangga membutuhkan suatu alat bantu agar dapat membantu mobilitas sehari-hari. Pada kasus ini alat bantu yang dibutuhkan adalah kursi roda, namun untuk kasus kelumpuhan pada bagian tubuh atas dan bawah yang mengakibatkan tidak dapat menggerakkan kursi roda konvensional dengan bantuan tangan akibat dari kelumpuhan pada kedua tangannya, maka dibutuhkan solusi lain agar dapat menggerakkan kursi roda.

Salah satu alternatif untuk masalah ini adalah menggunakan kursi roda elektrik yang dapat digerakkan dengan memanfaatkan sinyal *bioelectrical impedance* [3]. Sehingga pada penelitian ini dibuatlah kursi roda elektrik yang dapat digunakan oleh penyandang *disabilitas*, yang mampu bergerak berdasarkan

sinyal *bioelectrical impedance* pada bagian tubuh yang masih dapat digerakkan. Dengan pengaplikasian sinyal tersebut diharapkan mobilitas pengguna kursi roda elektrik dapat lebih mudah.

1.2 Rumusan Masalah

Dari penjelasan latar belakang di atas, dapat ditarik permasalahan sebagai berikut:

1. Peletakan elektroda yang tepat pada punggung sehingga mendapatkan hasil pengujian yang tepat
2. Sinyal *bioelectrical impedance* sebagai perintah gerak motor pada kursi roda elektrik
3. Menggunakan metode *Fuzzy-PID controller* agar dapat menghasilkan kestabilan kecepatan kursi roda pada lintasan *ramp*

1.3 Tujuan

Berdasarkan rumusan masalah yang sudah ditentukan sebelumnya, maka dapat diperoleh tujuan dari penelitian ini sebagai berikut:

1. Membantu pasien penderita kelumpuhan sehingga dapat memobilisasi kegiatan sehari – harinya.
2. Mengetahui posisi elektroda yang tepat pada punggung pengguna.
3. Dapat berperan langsung dalam pengaplikasian dan pengembangan ilmu pengetahuan khususnya tentang *bioelectrical impedance*.
4. Dengan menggunakan metode kontrol *Fuzzy-PID* dapat membantu pergerakan kecepatan kursi roda pada lintasan *ramp*.

1.4 Batasan Masalah

Pada penelitian ini tentu tidak semua kasus dapat diselesaikan. Ada beberapa kondisi yang dibatasi dalam penelitian ini, yaitu:

1. Peletakan elektroda dan pengukuran sinyal *bioelectrical impedance* berada pada otot punggung.
2. Sudut kemiringan lintasan maksimal adalah 10 derajat.
3. Lintasan yang dilewati kursi roda merupakan lintasan yang rata, tidak bergelombang.

1.5 Kontribusi

Kontribusi yang diharapkan pada penelitian ini adalah mendapatkan metode yang sesuai untuk membantu mobilitas *disabilitas* kelumpuhan pada bagian atas dan bawah untuk melintasi lintasan menanjak dan menurun secara otomatis sehingga distabilitas pengguna kursi roda elektrik tidak perlu merasa khawatir akan adanya lintasan menanjak dan menurun serta tidak terjadi kelelahan pada otot *Trapezius*.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

2.1 Kajian Penelitian Terkait

Penelitian tentang gerak kursi roda menggunakan sinyal *bioelectrical impedance* telah diteliti sebelumnya, beberapa penelitian terkait adalah penelitian yang telah dilakukan oleh J. Sardi dan A. B. Pulungan dengan judul penelitian “Pengembangan *Bioelectrical Impedance* Sebagai *Control Commands* Pengaturan Kecepatan Gerak Kursi Roda Dengan Metode *PID Controller*”, pada penelitian yang telah dilakukan didapatkan hasil bahwa dengan memanfaatkan sinyal *bioimpedance* yang berada dalam jaringan tubuh manusia maka dapat dijadikan solusi untuk penderita distabilitas dalam membantu mobilisasi. Penelitian ini diawali dengan perancangan sistem alat ukur *bioimpedance* dengan menginjeksikan sumber arus sinusoidal sebesar 0.5 mA rms dengan nilai frekuensi sebesar 50kHz ke jaringan otot tubuh yang dapat menghasilkan tegangan sebesar 0–5 Vdc. Tegangan yang dihasilkan dapat menjadi indikator kecepatan motor yang telah diklasifikasikan sesuai kebutuhan pengguna, pengklasifikasian menggunakan metode impuls dan manual *thresholding*. Hasil penelitian ini mendapatkan keberhasilan sebesar 86.7% keberhasilan dalam mengontrol arah dan kecepatan dari kursi roda menggunakan sinyal *bioimpedance*. Kecepatan motor pada kursi roda diklasifikasikan dalam 3 kategori kecepatan, yaitu kecepatan 1 merupakan kecepatan lambat dengan nilai kecepatan sebesar 30 cm/s dengan rata-rata eror terendah 0.576 cm/s untuk roda kanan dan 1.213 cm/s untuk roda kiri dan rata-rata eror terbesar 4.46 cm/s untuk roda kanan dan 3.32 cm/s untuk roda kiri, kecepatan 2 merupakan kecepatan sedang dengan nilai kecepatan sebesar 40 cm/s dengan rata-rata eror terendah 1.85 cm/s untuk roda kanan dan 1.239 cm/s untuk roda kiri dan rata-rata eror terbesar 5.51 cm/s untuk roda kanan dan 4.41 cm/s untuk roda kiri, dan yang terakhir adalah kecepatan 3 merupakan kecepatan dalam kategori cepat dengan nilai kecepatan sebesar 2.617 cm/s untuk roda kanan dan 2.513 cm/s untuk roda kiri dan rata-rata eror terbesar 9.36 cm/s untuk roda kanan dan 8.048 cm/s untuk roda kiri. Namun pada penelitian ini didapatkan bahwa nilai tegangan pada *bioimpedance* akibat injeksi arus yang diberikan terus–menerus mengakibatkan

perintah kontrol agar bergerak mengalami kegagalan, ini dikarenakan *threshold* tidak sesuai dengan besarnya tegangan keluaran dari sinyal *bioimpedance* yang terukur[1].

Penelitian selanjutnya adalah penelitian dari A. Mujibtamala, N. Imron dengan penelitian berjudul “Melintasi Jalan Menanjak dan Menurun Berbasis *Subject Intention Variable Speed* Menggunakan Sinyal Bioelectrical Impedance”. Pada penelitian yang dilakukan didapatkan bahwa pengaturan kecepatan gerak kursi roda saat melintasi jalan menanjak dan menurun dapat memanfaatkan sinyal *bioimpedance* dengan kecepatan kursi roda dapat dipilih oleh pengguna sesuai dengan kondisi dan keadaan dari jalan yang ingin dilewati, semakin miring lintasan maka semakin cepat kecepatan yang dibutuhkan untuk menaiki lintasan tersebut, namun saat menurun dibutuhkan kecepatan yang rendah. Kecepatan kursi roda diklasifikasikan pada 3 jenis kecepatan, kecepatan 1 merupakan kecepatan dengan nilai sebesar 17.6 meter per menit, kecepatan 2 dengan kecepatan sebesar 26.4 meter per menit dan kecepatan 3 sebesar 35.2 meter per menit. Pada penelitian ini menggunakan metode PID dimana sinyal *bioimpedance* digunakan untuk pengatur kecepatan kursi roda tergantung pada perintah jenis kecepatan yang diinginkan pengguna, apabila diinginkan kecepatan 1 maka otot digerakkan sekali saat motor dalam keadaan diam, saat diinginkan kecepatan 2 maka otot digerakkan sebanyak 2 kali secara cepat saat motor dalam keadaan diam, namun apabila motor dalam keadaan kecepatan 1 maka otot hanya digerakkan sekali, begitu pula saat kecepatan 3 otot akan digerakkan sebanyak 3 kali secara cepat saat motor dalam keadaan diam. Hasil dari penelitian ini memberikan keberhasilan sebesar 77% dalam melakukan perintah kontrol pada lintasan datar, dan 76% saat lintasan miring. Namun pada penelitian ini didapatkan saat setelah melintasi lintasan menanjak dan akan dihadapkan dengan lintasan datar, kursi roda harus diberi perintah diam kemudian diberi perintah gerak kembali sesuai dengan kecepatan yang diinginkan hal ini membuat kelelahan pada otot yang dialami pengguna dikarenakan perintah kontrol yang terlalu sering diberikan[2].

Penelitian selanjutnya adalah penelitian dari A. N. Muthouwali, M. A. Riyadi, T. Prakoso dengan penelitian berjudul “Rancang Bangun Alat Pengukur Persentase Lemak Tubuh Dengan Metode *Whole Body Measurement Bioelectrical*

Impedance Analysis (Bia) Empat Elektroda Dengan Saklar Otomatis Berbasis Mikrokontroler Atmega 32". Pada penelitian yang dilakukan didapatkan bahwa Pengukuran persentase lemak tubuh manusia dapat dilakukan dengan menggunakan metode *bioelectrical impedance analysis (BIA)* dengan saklar otomatis. Pada perancangannya penelitian ini menggunakan metode *whole body measurement* yang mampu melakukan pengukuran secara *cross, hand to hand, hand to food, dan foot to foot*. Menggunakan 4 elektroda yang terdiri dari 2 elektroda untuk mengalirkan arus AC ke dalam tubuh dan duanya lagi untuk mengukur tegangan yang dihasilkan dari tubuh. Sementara saklar otomatis digunakan sebagai pengontrol urutan metode pengukuran persentase lemak tubuh yang digunakan berupa *multiplekser* dan *demultiplekser* dan ATmega 32 sebagai pemroses data. Dalam pengukuran *bioelectrical impedance analysis* tubuh manusia dimodelkan menjadi sebuah rangkaian ekuivalen yang terdiri dari resistor dan kapasitor. Karena tubuh manusia terbentuk dari kumpulan sel yang tiap selnya tersusun atas air intraseluler dan air ekstraseluler yang memiliki sifat konduktif sehingga keduanya mempresentasikan sifat dari sebuah resistor, serta membran sel yang terdiri dari lemak yang bersifat non konduktif yang diapit oleh protein yang bersifat konduktif mempresentasikan sifat dari kapasitor. Metode BIA (*Bioelektrical Impedance Analysis*) ini melewatkan arus bolak – balik pada frekuensi tertentu ke dalam tubuh manusia yang kemudian mengukur tegangan yang dihasilkan dari arus bolak balik sebelumnya untuk mengetahui besarnya nilai impedansi tubuh. Untuk mengalirkan sinyal BIA ke dalam tubuh manusia, arus yang dihasilkan harus berkisar antara 0.2mA hingga 0.8mA agar pengguna tidak merasakan stimulasi elektrik sehingga aman untuk digunakan karena masih dibawah *threshold current* tubuh manusia yaitu sebesar 1mA hingga 5mA. Pada BIA menggunakan frekuensi sebesar 50KHz, pada frekuensi ini sifat kapasitansi dari membran sel berubah menjadi resistansi sehingga arus mampu melewati sampai bagian air intraseluler. Pada BIA dua buah elektroda digunakan untuk memasukkan arus ke dalam tubuh yang biasa disebut dengan elektroda arus (*drive electrode*) dan dua buah elektroda yang lain digunakan untuk mengukur tegangan yang dihasilkan atau biasa disebut dengan elektroda tegangan (*receive electrode*). Penelitian ini arus yang digunakan dalam perancangan ini sebesar 0.2mA dengan

frekuensi 50KHz. Saklar otomatis untuk menentukan urutan metode pengukuran persentase lemak tubuh yang digunakan berupa *multiplekser* dan *demultiplekser*. Pada proses pengolahan data, sistem ini menggunakan *mikrokontroler ATmega 32* kemudian hasilnya ditampilkan pada LCD. Sedangkan untuk memasukkan parameter berupa tinggi badan, berat badan, umur, dan jenis kelamin sistem ini menggunakan *keypad*. Pada pengujian sistem, galat relatif rata-rata yang dihasilkan untuk masing-masing metode pengukuran, yaitu metode *cross*, *hand to hand*, dan *foot to foot* memiliki nilai tertinggi 4,6 % dan yang terendah 1,9 %, sementara untuk simpangan bakunya memiliki nilai tertinggi 2,2 % dan yang terendah 1,1 % [4].

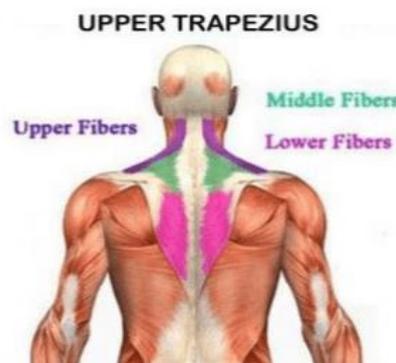
Penelitian selanjutnya adalah penelitian dari R. Ermado dengan penelitian berjudul “Aplikasi *Bioelectrical Impedance* Sebagai Perintah Kontrol Gerakan Pada Kursi Roda Elektrik”. Pada penelitian yang dilakukan didapatkan bahwa sebuah *hand free wheelchair* berbasis *bioelectrical impedance* bagi penderita yang mengalami disfungsi gerak pada lengannya yang mengalami gangguan cukup serius pada sistem saraf motoriknya. Pengukuran *bioimpedance* dilakukan di daerah punggung tepatnya pada otot *trapezius*, tegangan *input* diklasifikasikan menjadi tiga jenis gerakan pada kursi roda yaitu maju, belok kanan, dan belok kiri, serta mekanik kursi roda dibuat dengan batasan berat beban maksimum 60 Kg. *Bioimpedance* berubah ketika ada pergerakan pada segmen otot *trapezius*. Pada penelitian ini melakukan klasifikasi tiga tipe gerakan yang yaitu pundak kiri ke atas, pundak kanan ke atas, dan kedua pundak ke atas. Dengan menggunakan sistem terdiri dari rangkaian jembatan arus *Howland* yang dimodifikasi akan menyuplai arus sebesar 0,5mA dengan frekuensi 50KHz. Arus tersebut akan diinjeksikan ke tubuh dengan menggunakan elektroda. Di dalam Penelitiannya didapatkan adanya rangkaian *instrumentation amplifier* dan rangkaian pendukung lainnya yang tergabung dalam sistem instrumentasi pengukur *bioimpedance* digunakan untuk mendeteksi perubahan tegangan *bioimpedance*. Hasil pembacaan tegangan tersebut akan dikonversi oleh ADC internal pada *mikrokontroler ATmega32*. Di dalam sistem *mikrokontroler*, tegangan *bioimpedance* digunakan sebagai *set point* pada *PID controller*, pada proses pengklasifikasian tegangan *bioimpedance* menggunakan metode *thresholding*. Penempatan elektroda yang paling tepat yaitu pada otot *trapezius* di daerah punggung, kondisi *fatigue* atau kelelahan pada otot

sangat mempengaruhi hasil tegangan *bioimpedance* yang terukur, penggunaan filter dengan orde tinggi akan menghasilkan daya redam yang lebih baik. Perubahan tegangan pada bagian tubuh tersebut kemudian dideteksi dan dilakukan pengkondisi sinyal hingga didapatkan tegangan keluaran yang berkisar antara 5Vdc. Motor DC yang digunakan pada penelitian ini memberikan respons yang linear pada *duty cycle* maksimum 80%. Pemberian *PID controller* pada motor akan memberikan respons kecepatan yang lebih maksimal, dengan adanya parameter-parameter pada *PID controller* ditentukan agar didapatkan respon yang tercepat tanpa terjadi osilasi. Kemudian adanya *motion planning* diterapkan pada *controller* ini untuk menghilangkan hentakan yang terjadi pada saat motor dijalankan. Berdasarkan hasil pengukuran perubahan *bioimpedance* pada otot *trapezius* yaitu sebesar $4,352\Omega$, impedansi otot awal sebesar $188,735\Omega$, dan impedansi otot saat kontraksi sebesar $184,383\Omega$ sehingga sistem kontrol kursi roda berbasis *bioimpedance* didapatkan keberhasilan 16 kali dari 20 kali pengujian [5].

2.2 Teori Dasar

2.2.1 Otot *Uper Trapezius*

Otot *trapezius* adalah otot yang menyusun struktur punggung manusia. Dinamakan *trapezius*, sebab bentuknya mirip dengan bangun *trapezius*. Otot *upper trapezius* merupakan bagian dari otot *trapezius* yang terletak di bagian paling atas. Serabut otot *upper trapezius* memanjang ke bawah dari *os. occipitalis* hingga tulang leher ke tujuh dan melebar ke arah samping hingga *acromion*. Otot ini sering kali mengalami *tightness* dan *stiffness* karena fungsinya sebagai stabilisator[3].



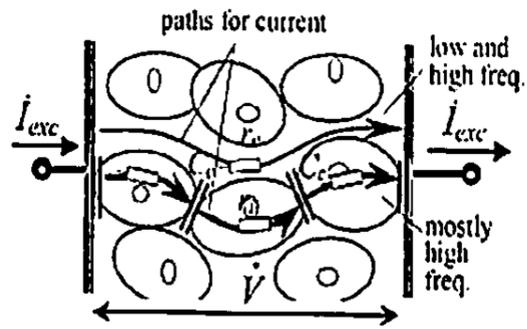
Gambar 2.1 Otot *upper trapezius* (saraswati, 2017)

2.2.2 *Bioelectrical Impedance*

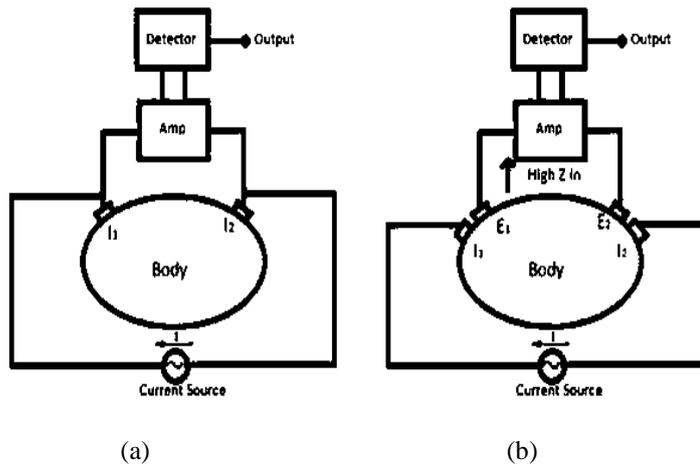
Pada tubuh manusia terdapat banyak jaringan yang terhubung satu sama lain, pada jaringan–jaringan ini mengandung sifat kelistrikan yang dapat dimanfaatkan untuk kebutuhan manusia itu sendiri. Pada penelitian yang telah dilakukan melalui jaringan tersebut *bioimpedance* dapat dimanfaatkan untuk membantu manusia karena *bioimpedance* merupakan perlawanan dari aliran arus pada jaringan tersebut[4]. Kemampuan arus untuk melalui jaringan pada tubuh berpengaruh pada model ukuran frekuensi, apabila jaringan memiliki frekuensi yang rendah maka arus tidak dapat melalui kapasitans membran sel namun dapat mengalir melalui daerah sel pada bagian ekstraseluler. Sedangkan pada saat jaringan dengan frekuensi tinggi resistivitas dalam kapasitans menurun dan arus dapat melalui daerah internal sel[4].

Untuk pengukuran sinyal *bioimpedance* pada tubuh dilakukan dengan cara menggunakan dua metode yaitu metode dua elektroda dan empat elektroda. Metode yang digunakan adalah metode dengan menggunakan tiga elektroda. Elektroda pertama serta elektroda kedua berfungsi untuk memberikan arus sedangkan elektroda ketiga berfungsi untuk referensi dalam mengukur tegangan keluaran dari *bioimpedance*. Penempatan elektroda akan dijelaskan pada Gambar 2.4. Besarnya nilai *bioimpedance* dapat diketahui dengan menggunakan perhitungan hukum Ohm.

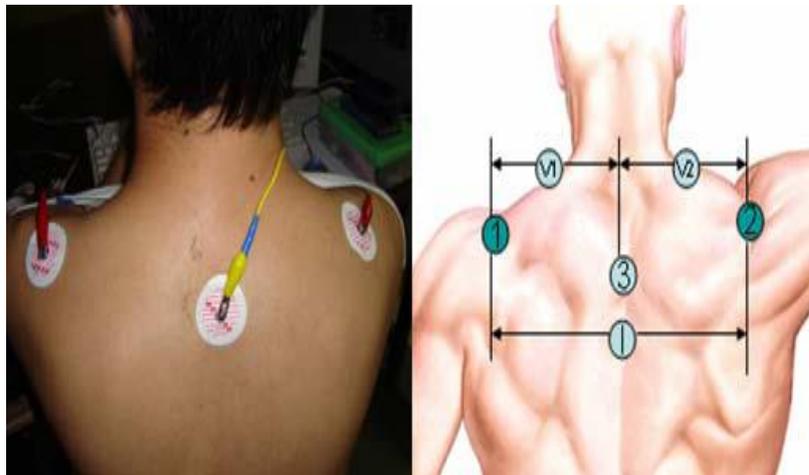
Dengan menggunakan dua rangkaian yang terintegrasi yaitu rangkaian stimulasi yang difungsikan untuk membangkitkan sumber arus bolak balik dengan frekuensi 50kHz dan amplitudo dengan nilai maksimum sebesar 0.5 mA_{rms}. Rangkaian yang kedua adalah rangkaian instrumentasi yang digunakan untuk mengukur beda potensial pada tubuh yang telah distimulasi. Besarnya tegangan yang didapatkan dari pengukuran tersebut mewakili besarnya nilai dari sinyal *bioimpedance*, sehingga dapat dikatakan sebagai sebuah sistem yang bernama sistem instrumentasi *bioimpedance*[1]. Diagram blok dari sistem ini ditunjukkan pada Gambar 2.5.



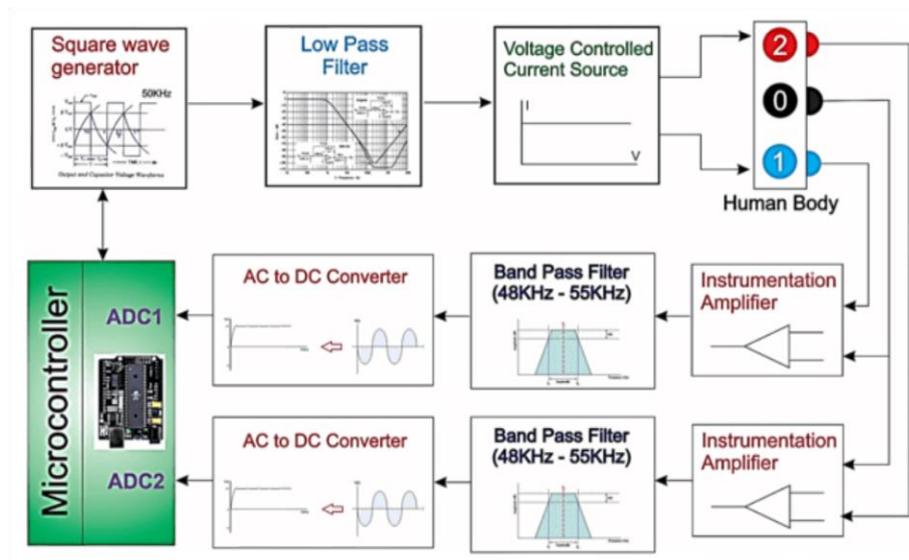
Gambar 2.2 Aliran Arus Pada Sebuah Jaringan (Sardi, 2013)



Gambar 2.3 Dua Metode Pemasangan Elektroda Pengukuran *Bioimpedance* (a) Sistem Dua Elektroda (b) Sistem Empat Elektroda (Tubuenca, 2011)



Gambar 2.4 Penempatan Elektroda pada Tubuh (Sardi, 2013)

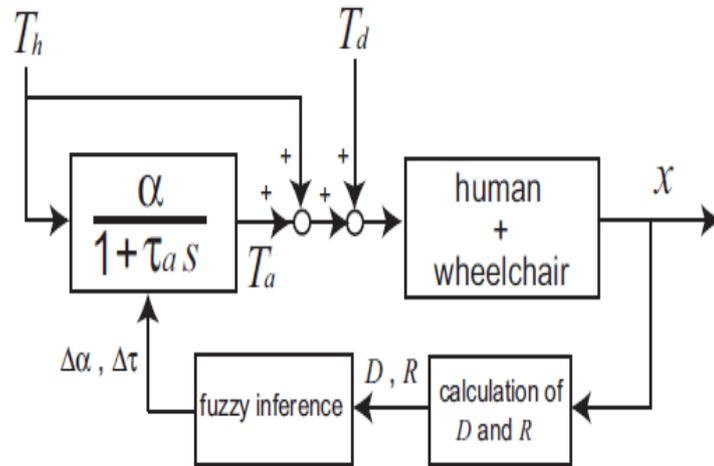


Gambar 2.5 Diagram Blok Sistem Instrumentasi *Bioimpedance* (Sardi, 2013)

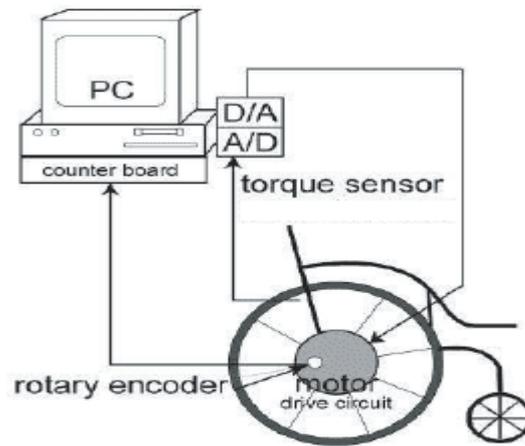
2.2.3 Kursi Roda Elektrik

Kursi roda elektrik menggunakan sistem kontrol gerak yang canggih yang digunakan oleh orang yang mengalami kesulitan dalam berjalan ataupun cedera syaraf lainnya. Pada penelitian yang dilakukan oleh Seki dan Kiso pada tahun 2011 menghasilkan pengendalian kursi roda dengan *power asisted* berdasarkan algoritma *fuzzy* dapat dengan mudah diimplementasikan pada lintasan yang menanjak dan lintasan yang tidak rata[5]. Diagram blok penelitian dapat dilihat pada Gambar 2.6 dan Gambar 2.7 sebagai konfigurasi kursi roda.

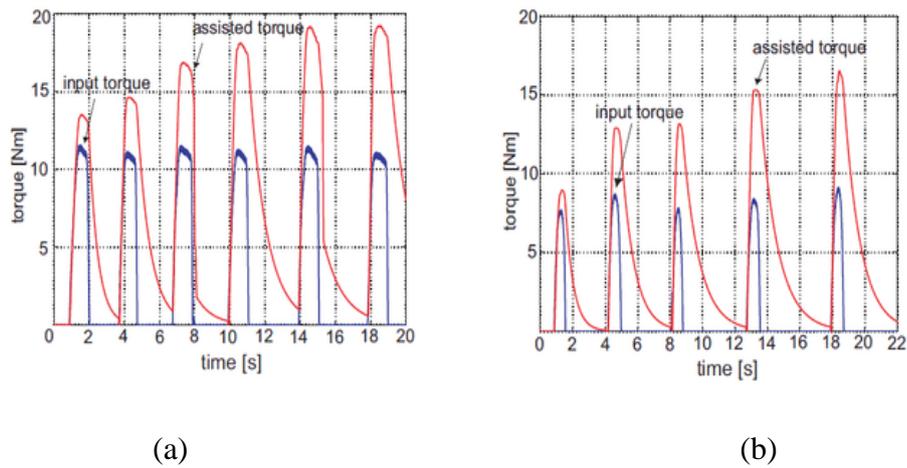
Pada penelitian ini dilakukan dua kali uji coba pada jalan yang menanjak dan pada jalan yang kasar. Pengujian pada jalan menanjak dengan *power asisted* pada kemiringan 4 derajat secara bertahap membantu pengguna kursi roda dalam melintasi lintasan menanjak tersebut, hasil pengujiannya dapat dilihat pada Gambar 2.8 (a). Pada uji coba yang kedua dengan memanfaatkan rumput sebagai media jalan kasar dengan bantuan torsi yang digunakan kursi roda dapat membantu pengguna kursi roda secara bertahap untuk melintasi lintasan kasar tersebut setelah dua kali dorongan dan kecepatan yang diinginkan oleh pengguna kursi roda tersebut. Untuk hasil pengujian pada jalan kasar tersebut ditunjukkan pada Gambar 2.8 (b).



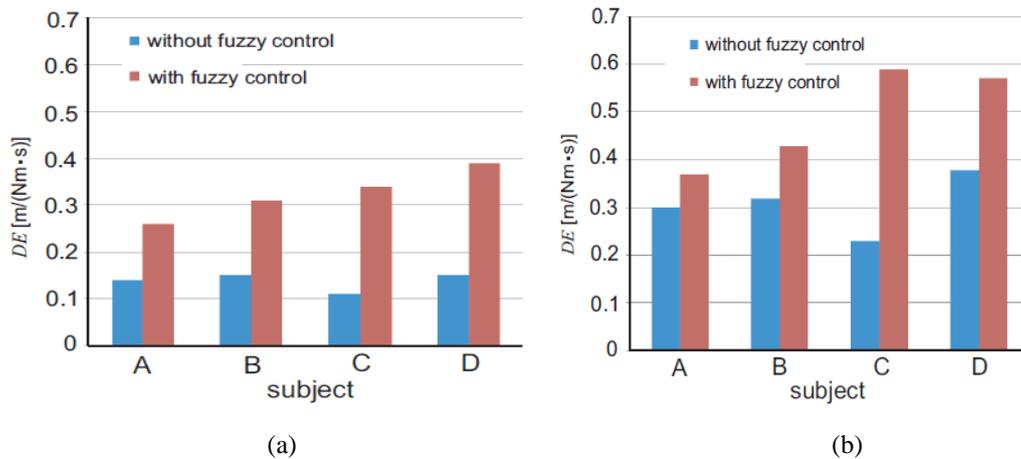
Gambar 2.6 Diagram Blok Kursi Roda dengan *Power Asisted* (Suki dan Kiso, 2011)



Gambar 2.7 Konfigurasi Kursi Roda *Power Asisted* (Suki dan Kiso, 2011)



Gambar 2.8 (a) Hasil Pengujian pada Lintasan Menanjak (b) Hasil Pengujian pada Jalan Kasar (Suki dan Kiso, 2011)



Gambar 2.9 (a) Efisiensi Pengujian Lintasan pada Jalan Menanjak (b) Efisiensi Pengujian Lintasan pada Jalan Kasar (Suki dan Kiso, 2011)

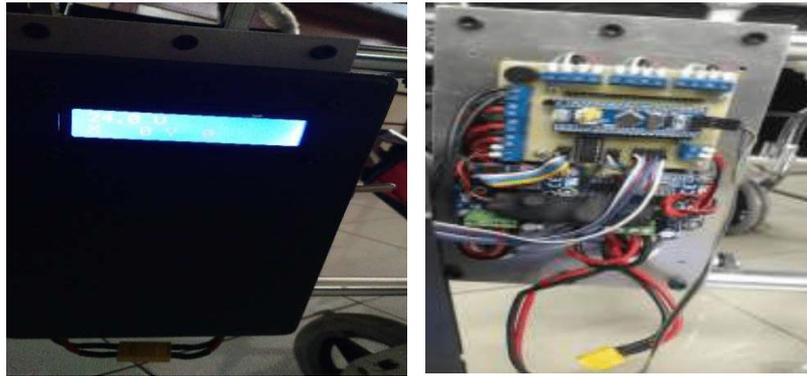
Pergerakan kursi roda elektrik dilakukan dengan menghubungkannya PWM dan *pin control*. PWM dapat dihasilkan dengan menggabungkan dua *pin ground* dari kursi roda dan *mikrokontroler*. Gambar 2.10 merupakan kursi roda elektrik yang digunakan pada penelitian ini dan Gambar 2.11 merupakan gambar *mikrokontroler* dari kursi roda elektrik.

Berikut merupakan langkah – langkah pemberian sinyal PWM dari *mikrokontroler* ke kursi roda elektrik :

1. Menyambungkan semua *pin* PWM pada *mikrokontroler* ke kursi roda elektrik
2. Menyambungkan *mikrokontroler* pada laptop dengan nilai tegangan PWM sebesar 2.5volt pada *pin* kursi roda
3. Menyambungkan *pin ground* dengan *pin* kursi roda



Gambar 2.10 Kursi Roda Elektrik

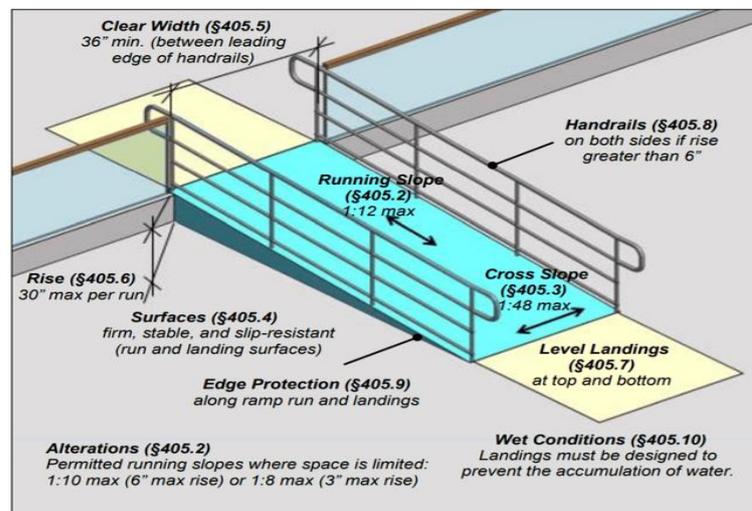


2.2.4 Lintasan Ramp

Ramps dan *curb ramps* diperlukan di sepanjang rute yang dapat diakses

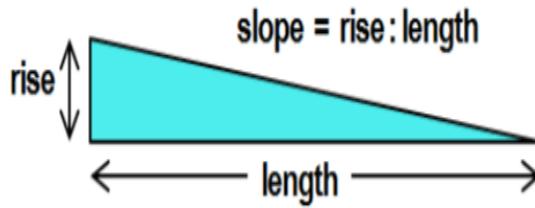
Gambar 2.11 Mikrokontroler Kursi Roda

untuk menjangkau perubahan level yang lebih besar dari ½ inci. Dalam kondisi tertentu lift, lift platform, dapat digunakan sebagai alternatif. Bagian dari rute yang dapat diakses dengan kemiringan yang lebih curam lebih dari 5% juga harus diperlakukan sebagai jalur landai atau *Ramp*[6].



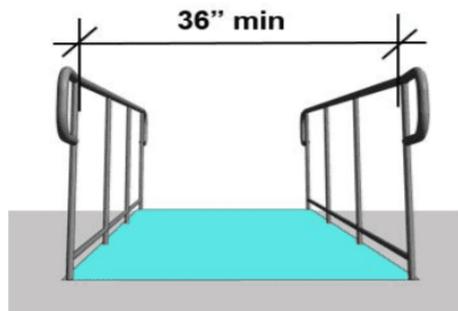
Gambar 2.12 Ramp Requirements (U . S. Access board technical guide)

Kemiringan harus seragam sepanjang lintasan, meskipun sedikit variasi dapat terjadi dengan material tertentu seperti beton. Tidak ada perubahan lain di level selain *slope* yang berjalan (maksimal 1:12) dan *cross slope* (maksimal 1:48) yang diizinkan. Variasi dalam kemiringan, seperti penembusan *grade* pada saat berjalan, dapat mengganggu perjalanan kursi roda.

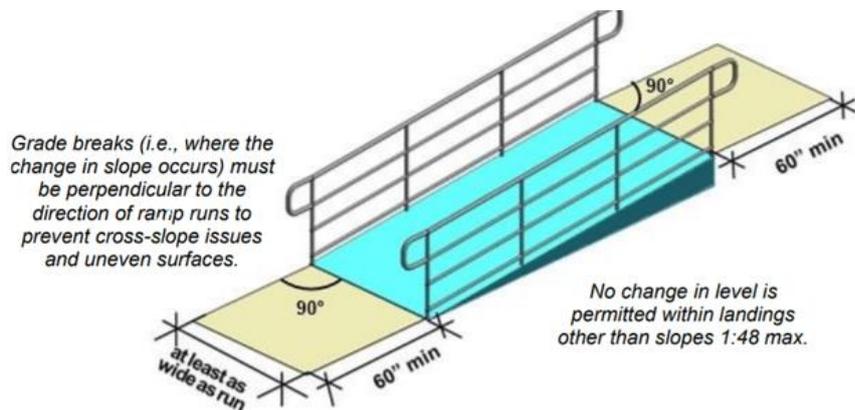


Gambar 2.13 Slope and Cross Slope (*U . S. Access board technical guide*)

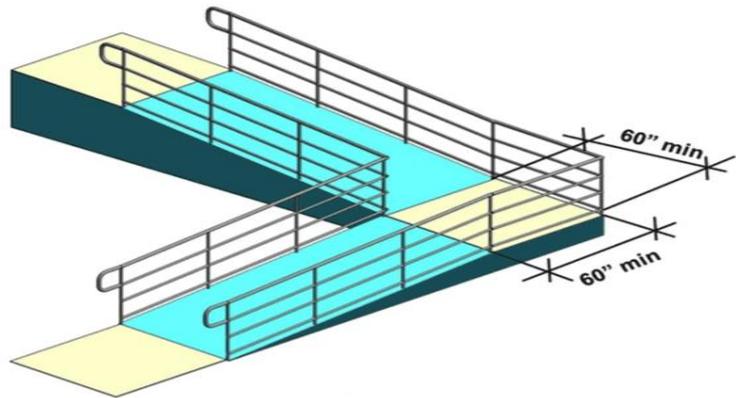
Ramp harus memiliki lebar yang jelas minimum 36" (diukur antara pegangan tangan). Persyaratan untuk lebar jalan minimum yang lebih besar dari 36". Ketinggian *ramp* terbatas (maksimal 30"), tetapi tidak ada batasan jumlah jalur yang dimiliki *ramp*. Ramp yang lintasannya panjang dapat menyulitkan orang yang menggunakan kursi roda manual. Maka dari itu didesain poin istirahat atau lintasan datar untuk pemberhentian sementara. Pada Gambar 2.17 jarak antara *ramp* dengan lintasan datar maksimal 60" dan jarak lintasan datar menuju *ramp* adalah 60"



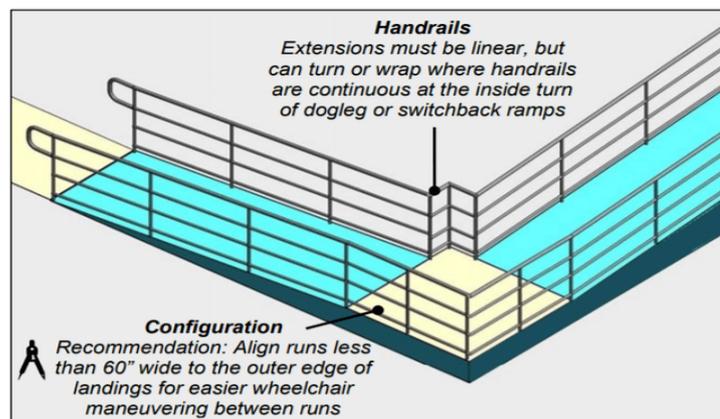
Gambar 2.14 Lebar Pegangan Tangan Ramp (*U . S. Access board technical guide*)



Gambar 2.15 Level landings (*U . S. Access board technical guide*)



Gambar 2.16 Switchback Ramps (U . S. Access board technical guide)



Gambar 2.17 Intermediate Landings Where Ramps Change Direction (U . S. Access board technical guide)

2.2.5 PID Controller

PID adalah akronim dari *proportional*, *integral*, dan *derivative*. PID *controller* adalah sebuah kontrol yang terdiri dari tiga elemen tersebut. Kontrol PID ini digunakan pertama kali pada tahun 1939 dan digunakan hampir pada setiap kontrol. Investigasi di Jepang pada tahun 1989 menunjukkan bahwa lebih dari 90% kontrol yang digunakan adalah kontrol PID, dan versi lanjutan dari kontrol PID [6].

Kontrol PID dasar yang banyak digunakan, terdiri dari tiga elemen yang menghasilkan output dengan sifat berikut:

- Elemen P: proporsional dengan error pada waktu saat ini, atau error sekarang.
- Elemen I: proporsional dengan integral dari error hingga waktu saat ini, yang mana bisa diinterpretasikan sebagai akumulasi dari error sebelumnya.

- Elemen D: proporsional dengan turunan dari error saat ini, yang mana bisa diinterpretasikan sebagai prediksi error ke depan.

Tuning adalah parameter penting untuk kinerja terbaik pengendali PID. Pengontrol PID dapat di-*tuning* dengan berbagai cara termasuk *tuning* dengan tangan secara manual, *tuning Ziegler-Nichols*, *tuning* dengan parameter *Cohen-Coon*, dan *tuning loop*, tetapi hal ini memiliki keterbatasan [7]. Kombinasi tambahan dari aksi proporsional, integral dan derivatif disebut aksi proporsional-integral-derivatif. Diagram blok sistem kontrol dengan umpan balik kesatuan menggunakan aksi kontrol PID ditunjukkan pada Gambar 2.11. Secara matematis direpresentasikan dalam Persamaan 2.1 dan 2.2 berikut:

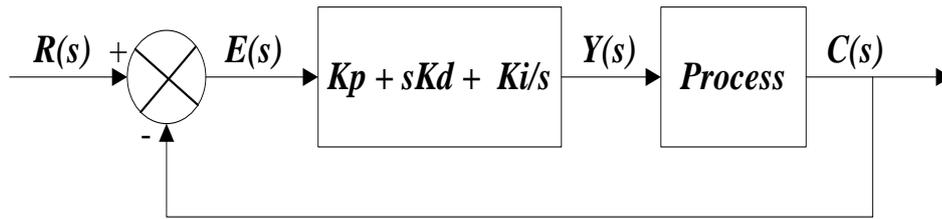
$$y(t) = K_p \left[e(t) + T_d \frac{d(e)}{d(t)} + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) d(t) \right] \dots\dots\dots 2.1$$

$$y(t) = \left[K_p e(t) + K_d \frac{d(e)}{d(t)} + K_i \int_0^t e(t) d(t) \right] \dots\dots\dots 2.2$$

Dimana :

- y(t) = *Output* pengontrol
- e(t) = Sinyal kesalahan
- Kp = Gain proporsional
- Ki = Kp / Ti = Gain integral
- Kd = Kp . Td = Gain derivatif
- Td = Derivatif waktu konstan
- Ti = Konstanta waktu integral

Kontrol PID memiliki beberapa keterbatasan. Batasan pertama adalah kontrol PID ini linear, dan khususnya simetris. Dengan demikian, kinerja kontrol PID dalam sistem non-linear itu bervariasi. Contohnya pada kontrol temperatur, dimana pada suatu *equipment* tersebut memiliki komponen pemanas aktif, tetapi pendinginnya pasif. Maka ketika kontrol PID ini *overshoot*, proses penurunannya akan sangat lama, sehingga sulit diperbaiki menuju ke stabil.



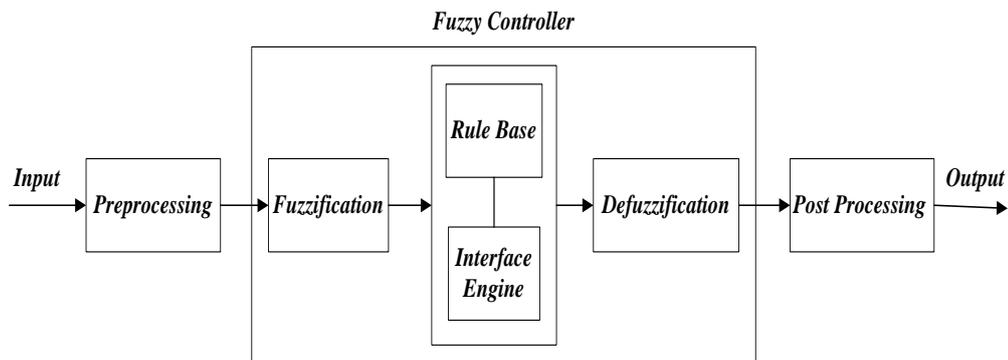
Gambar 2.18 *PID Controller*

2.2.6 *Fuzzy Controller*

Pengontrol fuzzy lebih baik daripada pengontrol PID, karena mereka dapat mencakup berbagai kondisi operasi yang jauh lebih luas dan beroperasi dengan *noise* dan gangguan dari berbagai karakteristik. Kontrol fuzzy ini sendiri banyak digunakan sebagai alternatif dari kontrol PID, dikarenakan keterbatasan yang dimiliki oleh kontrol PID.

Fuzzy Logic Controller seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.21 terdiri dari empat bagian utama

- *Fuzzifikasi*
- *Rule Base*
- *Interface Engine*
- *Defuzzifikasi*



Gambar 2.19 *Fuzzy Logic Controller*

A. Preprocessing

Input merupakan bagian penting dari beberapa peralatan pengukur, daripada *linguistic* sebuah *preprocessor*. Contoh *preprocessing* adalah

1. Kuantisasi koneksi dengan pengambilan sampel atau pembulatan ke bilangan bulat.
2. Normalisasi atau penskalaan ke rentang standar tertentu.
3. Pemfilteran untuk menghilangkan noise.

B. *Fuzzification*

Blok pertama di dalam *controller* adalah *fuzzification*, yang mengubah setiap bagian dari data *input* menjadi derajat keanggotaan dengan pencarian di satu atau beberapa fungsi keanggotaan. Blok *fuzzifikasi* cocok dengan data *input* dengan kondisi aturan untuk menentukan seberapa baik kondisi setiap aturan cocok dengan *instance input* tertentu. Ada tingkat keanggotaan untuk setiap istilah linguistik yang berlaku untuk variabel *input* itu.

C. *Rule Base*

Basis aturan terdiri dari aturan dalam format IF-THEN. Aturan diturunkan dari pengalaman ahli atau dari operator.

D. *Inference Engine*

Untuk menarik kesimpulan dari mesin inferensi basis aturan menggunakan mekanisme yang dapat menghasilkan *output* dari kumpulan aturan *IF-THEN*. Ini dilakukan dengan menggunakan aturan komposisi inferensi.

E. *Defuzzifikasi*

Set *fuzzy* yang dihasilkan dikonversi ke nomor yang dapat dikirim ke proses sebagai sinyal kontrol. Konversi nilai *fuzzy* ini menjadi nilai *crisp* disebut *defuzzifikasi*.

F. *Post processing*

Output didefinisikan pada standar ini harus ditingkatkan ke unit teknik. Konversi nilai *crisp output* ke unit-unit teknik dengan menerapkan beberapa faktor penskalaan disebut pemrosesan *pos*. Blok pemrosesan *pos* sering berisi gain keluaran yang dapat disetel, dan terkadang juga merupakan *integrator*.

BAB 3

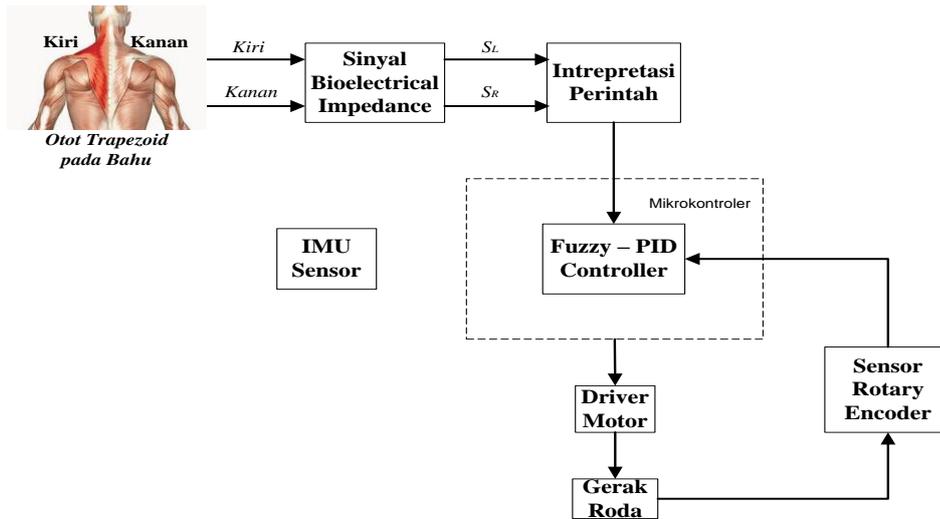
METODE PENELITIAN

Pada bab ini membahas tentang perancangan sistem keseluruhan dari pengukuran sinyal *bioelectrical impedance*, pembacaan sudut dari sensor IMU, serta komponen – komponen pendukung lainnya. Hasil dari perancangan ini akan diimplementasikan ke dalam perancangan *hardware* dan perancangan *software* sehingga akan didapatkan pengendalian kursi roda pada lintasan *ramp*.

3.1 Perancangan Sistem

Desain pada perintah kontrol kursi roda berdasarkan pada perubahan impedansi pada otot *trapezius*. Pada pengukuran nilai impedansi dengan menggunakan instrumentasi *bioelectrical impedance* terdapat tiga elektroda yang terpasang pada bahu kanan, bahu kiri, dan tepat di tengah tulang belakang. Perubahan pada nilai impedansi terjadi ketika otot *trapezius* bergerak, semakin lebar otot semakin besar nilai impedansi yang didapatkan begitu pula sebaliknya semakin pendek pelebaran otot maka nilai impedansi yang didapatkan semakin kecil.

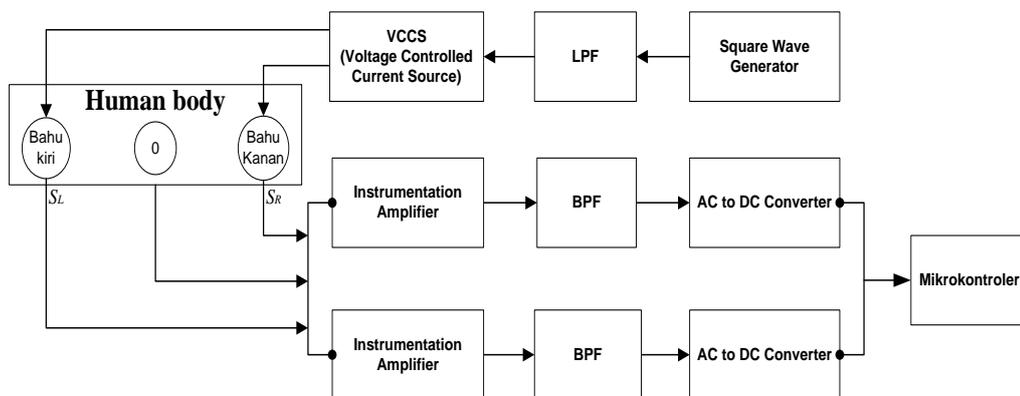
Pergerakan pada kursi roda ditentukan dengan perubahan impedansi otot pada tubuh pengguna. Kursi roda akan maju ketika bahu kiri dan bahu kanan digerakkan ke atas secara bersamaan. Untuk mengatur arah kursi roda agar berbelok ke kanan, maka bahu kanan digerakkan ke atas sekali, begitu sebaliknya ketika kursi roda hendak di belokan ke kiri, maka bahu kiri digerakkan ke atas sekali. Setelah kursi roda di perintahkan bergerak, saat kursi roda melintasi lintasan miring maka tiap kenaikan atau penurunan sudut dari kemiringan lintasan akan mempengaruhi kecepatan motor. Pada Gambar 3.1 akan menunjukkan blok diagram sistem keseluruhan.



Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem Keseluruhan

3.1.1 Perancangan Sistem *Bioelectrical Impedance*

Perancangan sistem ini terdiri dari dua rangkaian, yaitu rangkaian stimulasi dan rangkaian instrumentasi *bioimpedance* yang terhubung dengan STM32 sebagai perintah kontrol. Rangkaian stimulasi merupakan rangkaian dengan arus bolak balik yang mempunyai amplitudo maksimum sebesar 0.5mA rms dan frekuensi sebesar 50kHz. Fungsi dari rangkaian ini adalah untuk mengukur beda potensial yang ada dalam tubuh sehingga sumber arus dapat diinjeksi ke dalam tubuh melalui elektroda. Besar kecilnya tegangan yang terukur akan mempengaruhi nilai *bioimpedance*. Pengukuran *bioimpedance* akan diubah dalam data digital sehingga STM32 dapat membaca tersebut dengan memanfaatkan kemampuan dari ADC internal dari STM32.



0 = ground yang terletak di antara bahu kiri dan bahu kanan di sepanjang tulang belakang

Gambar 3.2 Diagram Blok Pengontrolan Motor dengan Sinyal *Bioelectrical Impedance*

3.1.1.1 Rangkaian Stimulasi

Rangkaian stimulasi terdiri dari *square wave generator*, *low pass filter* dan *Voltage controlled current source*. Perubahan yang terjadi pada sinyal *bioimpedance* akan diukur menggunakan dua elektroda yang terpasang di tubuh yang akan dikuatkan oleh *instrumentation amplifier* yang dilewatkan pada *band pass filter* sehingga mendapatkan frekuensi yang diinginkan yaitu 50kHz.

3.1.1.1.1 Square Wave Generator

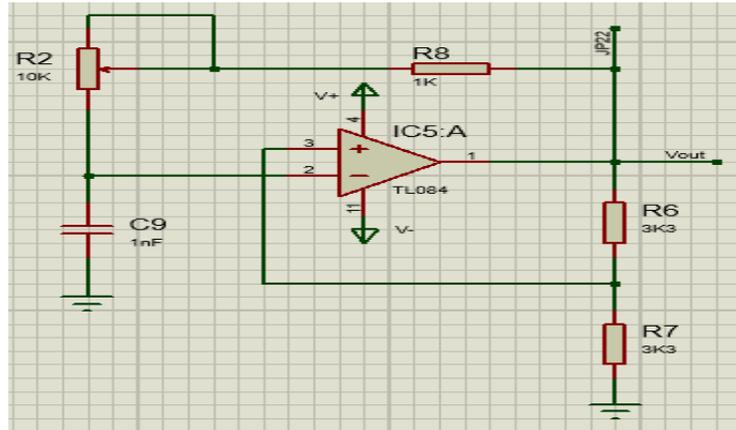
Rangkaian *square wave generator* ini berfungsi untuk menghasilkan sinyal kotak secara *free running* atau sering disebut juga dengan rangkaian *astable multivibrator*. Untuk menghasilkan gelombang dengan *duty cycle* 50%, dalam perancangan ini ditetapkan nilai hambatan dari R_6 dan R_7 itu sama yaitu sebesar $3.3k\Omega$, nilai dari kapasitor C_9 adalah $1nF$. Dari nilai yang sudah ditetapkan agar didapatkan tegangan frekuensi sebesar 50kHz maka dilakukan perhitungan untuk mendapatkan nilai hambatan untuk R_2 ditambah dengan R_8 yaitu sebesar kurang lebih $9.1k\Omega$. Karena R_8 merupakan tahanan tetap maka ditentukan nilainya sebesar $1k\Omega$ sedangkan R_2 merupakan resistor variabel *di-tune* sebesar $8.1k\Omega$ dengan pemilihan harga R_2 yang ada di pasaran adalah sebesar $10k\Omega$. Hal ini dilakukan agar bisa mendapatkan frekuensi tegangan sebesar 50kHz. Perhitungan untuk mencari nilai dari tahanan R_2+R_8 ditunjukkan oleh Persamaan 3.1, sedangkan skematis dari rangkaian *square wave generator* ditunjukkan pada Gambar 3.6. Dari rangkaian skematis pada Gambar 3.6 terlihat menggunakan IC *op-amp* TL-084 yang memiliki *gain bandwidth product* 4MHz serta *slew rate* $16V/\mu s$.

$$f_{out} = \frac{1}{2(R_2+R_8)C \ln\left(\frac{2R_6}{R_7}+1\right)} \dots\dots\dots 3.1 (a)$$

$$R_2 + R_8 = \frac{1}{2 \cdot f_{out} C \ln\left(\frac{2R_6}{R_7}+1\right)} \dots\dots\dots 3.1 (b)$$

$$R_2 + R_8 = \frac{1}{2 \cdot 50 \times 10^3 \cdot 1 \times 10^{-9} \ln\left(\frac{2(3k3)}{3k3}+1\right)} \dots\dots\dots 3.1 (c)$$

$$R_2 + R_8 \approx 9102,39\Omega \dots\dots\dots 3.1 (d)$$



Gambar 3.3 Skematik *Square Wave Generator*

3.1.1.1.2 *Low Pass Filter*

Rangkaian ini berfungsi untuk menghasilkan gelombang sinus yang di dapatkan dari masukan sinyal persegi pada *square wave generator* dengan nilai *cut off* sebesar 50kHz. Menggunakan LPF orde kedua yang di *cascade* terdiri dari dua LPF sehingga orde *filter* menjadi 4. Untuk mendapatkan nilai *cut off* sebesar 50kHz maka dilakukan perhitungan sebagai berikut:

$$FSF \cdot f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi RC \sqrt{m \cdot n}} \dots\dots\dots 3.2$$

Dengan Ketentuan:

- LPF 1 → R₉ = R₁₁ = R, R₁₀ = m · R, C₁₀ = C, dan C₁₁ = n · C (lihat Gambar 3.7)
- LPF 2 → R₁₂ = R₁₄ = R, R₁₃ = m · R, C₁₂ = C, dan C₁₃ = n · C (lihat Gambar 3.7)

Pada Gambar 3.7 terlihat bahwa pada LPF 1 dan LPF 2 merupakan filter orde dua yang sama dan telah di kaskade sehingga menjadi filter orde empat. Dengan mengikuti aturan filter *butterworth* yang di tunjukkan pada Tabel 3. maka dapat ditentukan nilai FSF = 1 dan Q = 0.5412 pada LPF 1 serta FSF = 1 dan Q = 1.3065 pada LPF 2.

- Perhitungan nilai pada LPF 1

Dengan menentukan nilai m sebesar 1 dan faktor kualitas (Q) sebesar 0.5412, maka nilai n didapatkan sebagai berikut:

$$Q = \frac{\sqrt{m \cdot n}}{1 + 2 \cdot m} \dots\dots\dots 3.3 (a)$$

$$0.5412 = \frac{\sqrt{1 \cdot n}}{1+2 \cdot 1} \dots\dots\dots 3.3 \text{ (b)}$$

$$n = 2.636 \dots\dots\dots 3.3 \text{ (c)}$$

Dari Persamaan 3.3 nilai kapasitor C dipilih sebesar 1nF sehingga didapatkan $C_{10} = C = 1\text{nF}$ dan $C_{11} = n \cdot C = 2,636\text{nF}$. Dengan mempertimbangkan nilai kapasitor yang ada di pasaran maka ditentukan nilai kapasitor sebesar 2.7nF. Perhitungan nilai resistansi untuk mendapatkan nilai *cut off* sebesar 50KHz adalah sebagai berikut:

$$FSF \cdot f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi RC \sqrt{m \cdot n}} \dots\dots\dots 3.4 \text{ (a)}$$

$$R = \frac{1}{FSF \cdot f_c \cdot 2 \cdot \pi C \sqrt{m \cdot n}} \dots\dots\dots 3.4 \text{ (b)}$$

$$R = \frac{1}{1 \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 2 \cdot 3.14 \cdot 10^{-9} \sqrt{1 \cdot 2.636}} \dots\dots\dots 3.4 \text{ (c)}$$

$$R = 1961.51\Omega \dots\dots\dots 3.4 \text{ (d)}$$

Dari Persamaan 3.4 dengan memperhatikan nilai resistansi yang ada di pasaran maka di pilih resistor sebesar 2kΩ. Sehingga didapatkan nilai $R_9 = R_{11} = R$ sebesar 2kΩ dan $R_{10} = m \cdot R = 1 \cdot 2\text{k}\Omega = 2\text{k}\Omega$.

➤ Perhitungan nilai pada LPF 2

Dengan menentukan nilai m sebesar 1 dan faktor kualitas (Q) sebesar 1.3065, maka nilai n didapatkan sebagai berikut:

$$Q = \frac{\sqrt{m \cdot n}}{1+2 \cdot m} \dots\dots\dots 3.5 \text{ (a)}$$

$$1.3065 = \frac{\sqrt{1 \cdot n}}{1+2 \cdot 1} \dots\dots\dots 3.5 \text{ (b)}$$

$$n = 15.362 \dots\dots\dots 3.5 \text{ (c)}$$

Dari Persamaan 3.5 nilai kapasitor C dipilih sebesar 1nF sehingga didapatkan $C_{12} = C = 1\text{nF}$ dan $C_{13} = n \cdot C = 15.362\text{nF}$. Dengan mempertimbangkan nilai kapasitor yang ada di pasaran maka ditentukan nilai kapasitor sebesar 15nF. Perhitungan nilai resistansi untuk mendapatkan nilai *cut off* sebesar 50KHz adalah sebagai berikut:

$$FSF \cdot f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi RC \sqrt{m \cdot n}} \dots\dots\dots 3.6 \text{ (a)}$$

$$R = \frac{1}{FSF \cdot f_c \cdot 2 \cdot \pi C \sqrt{m \cdot n}} \dots\dots\dots 3.6 (b)$$

$$R = \frac{1}{1 \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 2 \cdot 3.14 \cdot 10^{-9} \sqrt{1 \cdot 15.362}} \dots\dots\dots 3.6 (c)$$

$$R = 812.634 \Omega \dots\dots\dots 3.6 (d)$$

Dari Persamaan 3.6 dengan memperhatikan nilai resistansi yang ada di pasaran maka di pilih resistor sebesar 820Ω. Sehingga didapatkan nilai R₁₂ = R₁₄ = R sebesar 820Ω dan R₁₃ = m · R = 1 · 820Ω = 820Ω.

➤ Perhitungan nilai pada LPF 3

Pada LPF 3 yang merupakan filter LPF pasif memiliki fungsi untuk meningkatkan redaman pada frekuensi tinggi yang tidak mampu diredam oleh filter aktif yang diakibatkan adanya keterbatasan *bandwidth op-amp*. Untuk mendapatkan nilai *cut off* sebesar 50KHz maka dilakukan perhitungan sebagai berikut:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \dots\dots\dots 3.7 (a)$$

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C} \dots\dots\dots 3.7 (b)$$

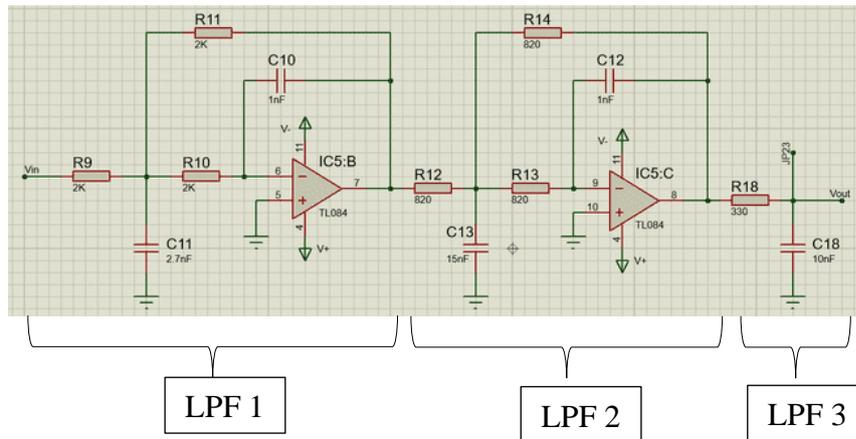
$$R = \frac{1}{2 \cdot 3.14 \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-8}} \dots\dots\dots 3.7 (c)$$

$$R = 318.471 \Omega \dots\dots\dots 3.7 (d)$$

Dengan memperhatikan nilai resistansi yang ada di pasaran maka di pilih R sebesar 330 Ω.

Tabel 3.1 Filter *Butterworth*

Filter Order	Stage 1		Stage 2		Stage 3		Stage 4		Stage 5	
	FSF	Q								
2	1	0,7071								
3	1	1	1							
4	1	0,5412	1	1,3065						
5	1	0,618	1	1,6181	1					
6	1	0,5177	1	0,7071	1	1,932				
7	1	0,5549	1	0,8019	1	2,2472	1			
8	1	0,5098	1	0,6013	1	0,8999	1	2,5628		
9	1	0,5321	1	0,6527	1	1	1	2,8802	1	
10	1	0,5062	1	0,5612	1	0,7071	1	1,1013	1	3,1969



Gambar 3.4 Skematik Rangkaian *Low Pass Filter*

3.1.1.1.3 *Inverting Amplifier*

Rangkaian ini difungsikan untuk pengatur amplitudo tegangan sinus yang dihasilkan dari rangkaian *low pass filter*. Frekuensi serta nilai amplitudo dapat diatur sesuai kebutuhan yang mampu menghasilkan sinyal *output* dari sinyal *sinusoidal* yang sempurna, hasil keluaran berupa tegangan AC sebesar 3V rms. Pada Gambar 3.8 C₁₉ digunakan untuk menghilangkan tegangan *offset* dan ditentukan nilainya sebesar 1uF, R₁₅ dan R₁₆ ditentukan sebesar 1kΩ. Resistor variabel R₁₇ yang digunakan sebesar 10kΩ. Penguatan minimum didapat saat resistor variabel mencapai nilai minimum sebesar 0kΩ sedangkan penguatan maksimum didapat saat resistor variabel mencapai nilai maksimum sebesar 10kΩ. Hal ini ditunjukkan pada Persamaan 3.8 dan Persamaan 3.9.

- Penguatan Minimum

$$G(\min) = -\frac{R_{16}+R_{17}}{R_{15}} \dots\dots\dots 3.8 (a)$$

$$G(\min) = -\frac{1K+0}{1K} \dots\dots\dots 3.8 (b)$$

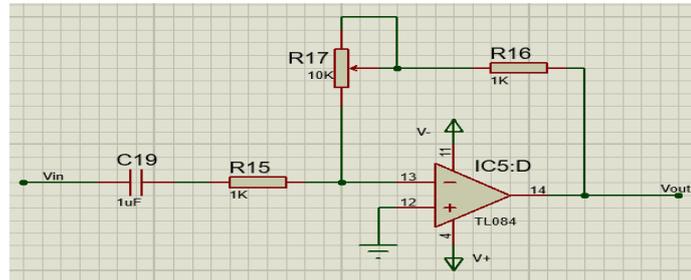
$$G(\min) = -1 \dots\dots\dots 3.8 (c)$$

- Penguatan maksimum

$$G(\max) = -\frac{R_{16}+R_{17}}{R_{15}} \dots\dots\dots 3.9 (a)$$

$$G(\max) = -\frac{1K+10K}{1K} \dots\dots\dots 3.9 (b)$$

$$G(max) = -11 \dots\dots\dots 3.9 (c)$$



Gambar 3.5 Skematik Rangkaian *Inverting Amplifier*

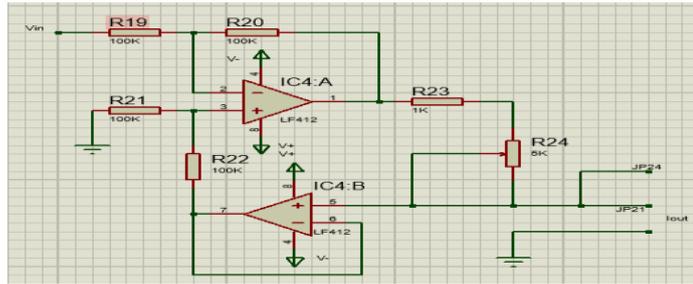
3.1.1.1.4 Voltage Controlled Current Source (VCCS)

Rangkaian yang berfungsi sebagai perubah sinyal tegangan *sinusoidal* menjadi sinyal arus *sinusoidal* yang akan diinjeksikan ke tubuh dengan kabel elektroda. Rangkaian ini tersusun atas 2 buah *op-amp* yang memiliki *gain bandwidth* sebesar 3MHz. resistor variabel pada rangkaian ini difungsikan agar arus keluaran sebesar 0,5mArms. Arus maksimum yang boleh diinjeksikan ke dalam. Dari Gambar 3.9 penentuan nilai resistor dan arus didapatkan dari persamaan berikut:

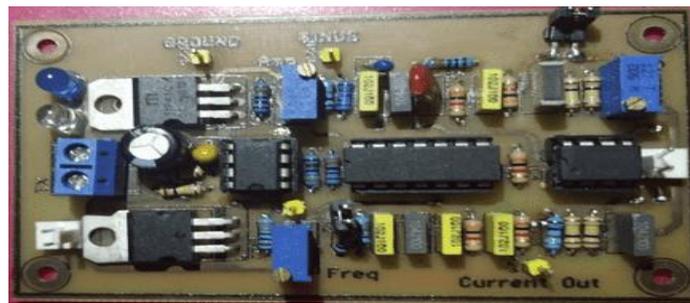
$$\frac{R_{20}}{R_{19}} = \frac{R_{22}}{R_{21}} \dots\dots\dots 3.10$$

$$I_{out} = \frac{V_i}{R_{23} + R_{24}} \dots\dots\dots 3.11$$

Dari Persamaan 3.10 dan Persamaan 3.11 akan didapatkan impedansi *output* yang bernilai tak terhingga. Sehingga dipilih nilai $R_{19}=R_{20}=R_{21}=R_{22}=100 \text{ k}\Omega$. Dari persamaan 4.1 V_i merupakan nilai *root mean square* dari tegangan *input*. R_{23} ditentukan sebesar $1\text{k}\Omega$ dan R_{24} sebesar $5\text{k}\Omega$. Resistor variabel R_{24} digunakan untuk kalibrasi arus keluaran agar didapatkan arus sebesar 0.5mA rms . Arus tersebut merupakan arus maksimum yang diperbolehkan masuk ke tubuh manusia, sesuai dengan standar IEC- 48481. Penentuan harga R_{23} dan R_{24} ini berdasarkan hasil percobaan yang dilakukan pada rangkaian. Rangkaian stimulasi keseluruhan yang sudah tercetak dan terangkai ditunjukkan pada Gambar 3.10



Gambar 3.6 Skematik Rangkaian *Voltage Controlled Current Source*



Gambar 3.7 Rangkaian Stimulasi Tercetak Secara Keseluruhan

3.1.1.2 Rangkaian Instrumentasi

Dengan menggunakan 3 buah *op amp* yaitu LF412 dan 2 buah LF353. Memilih *op amp* ini karena jenis *op amp* ini memiliki respons yang cukup baik terhadap *input* frekuensi tinggi. Batas tegangan maksimum yang dapat dilewati adalah sebesar +12,7 V dan - 12,7 V. Gambar 3.11 akan menunjukkan rangkaian Stimulasi tercetak secara keseluruhan yang terdiri dari *Band Pass Filter*, *AC to DC Converter* serta *Differential Amplifier*.



Gambar 3.8 Rangkaian Instrumentasi Tercetak Secara Keseluruhan

3.1.1.2.1 *Instrumentation Amplifier*

Penguatan instrumentasi ditentukan oleh nilai R₃₆. Agar nilai penguatan dapat diatur selama proses penelitian maka resistor R₃₆ digunakan

multitune 50kΩ. Dari Gambar 3.12 dengan R₃₁=R₃₂, R₃₃=R₃₄, dan R₂₉=R₃₀. Menentukan R₃₅ sebesar 100Ω berfungsi untuk menghindari penguatan terlalu besar yang berakibat tegangan menjadi tidak stabil. Sedangkan R₃₁, R₃₂, R₃₄ dan R₃₅ ditentukan sebesar 10kΩ dan R₂₉ dan R₃₀ ditentukan sebesar 22kΩ. Persamaan 3.12 akan menunjukkan penguatan yang didapat saat R₃₆ mencapai nilai minimum ±0 Ω

$$\frac{V_o}{V_a - V_b} = \left[1 + \frac{2R_{30}}{R_{35} + R_{36}} \right] \left[\frac{R_{34}}{R_{31}} \right] \dots\dots\dots 3.12 (a)$$

$$Gain (max) = \left[1 + \frac{2R_{30}}{R_{35} + R_{36}} \right] \left[\frac{R_{34}}{R_{31}} \right] \dots\dots\dots 3.12 (b)$$

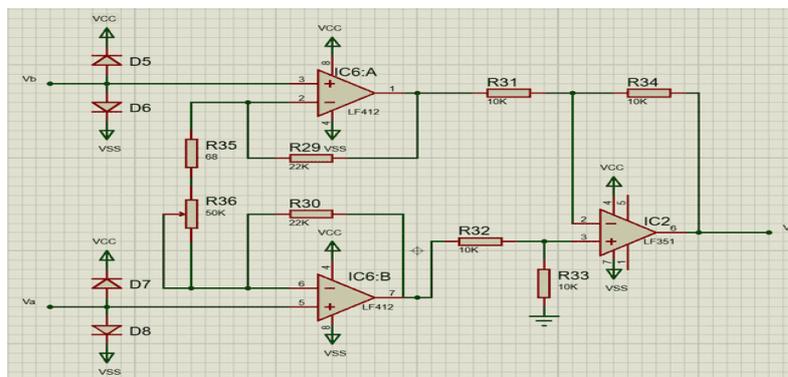
$$Gain (max) = \left[1 + \frac{2 \cdot 22K}{100 + 0} \right] \left[\frac{10K}{10K} \right] \dots\dots\dots 3.12 (c)$$

$$Gain (max) = 441 \dots\dots\dots 3.12 (d)$$

Dipasangkan 2 buah diode pada masing – masing *input* yaitu Va dan Vb. Fungsi dari rangkaian ini adalah untuk membatasi tegangan sinyal yang masuk sebagai bentuk perlindungan pada rangkaian *instrumentation amplifier*. Batas tegangan yang masuk ditentukan sesuai dengan Persamaan 3.13 dan Persamaan 3.14, dimana ±VCC = ±12V merupakan tegangan suplai rangkaian dan Vd = 0,7V merupakan tegangan diode silikon *IN4148* saat *forward* bias. Sehingga batas tegangan maksimum yang dapat dilewati ialah sebesar +12,7 V dan batas minimumnya sebesar -12,7 V.

$$V_{max} = +V_{cc} + V_d \dots\dots\dots 3.13$$

$$V_{min} = -V_{cc} - V_d \dots\dots\dots 3.14$$



Gambar 3.9 Skematik Rangkaian *Instrumentation Ampifier*

3.1.1.2.2 Band Pass Filter

Menggunakan *wide* BPF yang terdiri dari LPF dan HPF dengan nilai frekuensi *cut off* yang berbeda yaitu 48KHz sampai 55KHz. Frekuensi *cut off* atas BPF (55 kHz) merupakan frekuensi *cut off* dari LPF (f_{cl}) sedangkan frekuensi *cut off* bawahnya (48kHz) merupakan frekuensi *cut off* dari HPF (f_{ch}). Rangkaian LPF dan HPF yang akan digunakan yaitu *filter* orde dua yang dikaskade sebanyak dua kali. Hal ini akan meningkatkan orde dan daya redam *filter*. Secara teori, *filter* orde dua akan memberikan daya redam sebesar $\pm 40\text{dB/dekade}$. Bila dua *filter* jenis ini dikaskade sebanyak dua kali, maka daya redamnya akan meningkat menjadi $\pm 80\text{dB/dekade}$. Arsitektur rangkaian yang digunakan yaitu tipe *sallen-key*. Kapasitor - kapasitor yang ada di rangkaian ini ditentukan kapasitansinya yaitu 1nF. Perasamaan 3.14 menunjukkan perhitungan nilai resistansi pada filter LPF.

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C} \dots\dots\dots 3.14 (a)$$

$$R = \frac{1}{2 \cdot 3.14 \cdot 55 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-9}} \dots\dots\dots 3.14 (ab)$$

$$R = 2895.19\Omega \dots\dots\dots 3.14 (c)$$

$$R \approx 2.7K\Omega \dots\dots\dots 3.14 (d)$$

Filter RC pasif yang ada pada ujung rangkaian LPF merupakan bagian tersendiri. Pengaturan frekuensi *cut off* digeser lebih sempit dari sebelumnya yaitu kurang lebih 51kHz. Kapasitor ditentukan sebesar 10nF.

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C} \dots\dots\dots 3.15 (a)$$

$$R = \frac{1}{2 \cdot 3.14 \cdot 51 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-9}} \dots\dots\dots 3.15 (b)$$

$$R = 312.23\Omega \dots\dots\dots 3.15 (c)$$

$$R \approx 330\Omega \dots\dots\dots 3.15 (d)$$

Pada rangkaian BPF dengan *cut off* sebesar 48KHz. Kapasitor-kapasitor yang ada di rangkaian ini ditentukan kapasitansinya yaitu 1nF. Kapasitor yang ada pada ujung rangkaian bukan merupakan bagian dari filter. Kapasitor ini digunakan untuk meredam *offset* tegangan yang mungkin terjadi. Dengan menentukan nilai

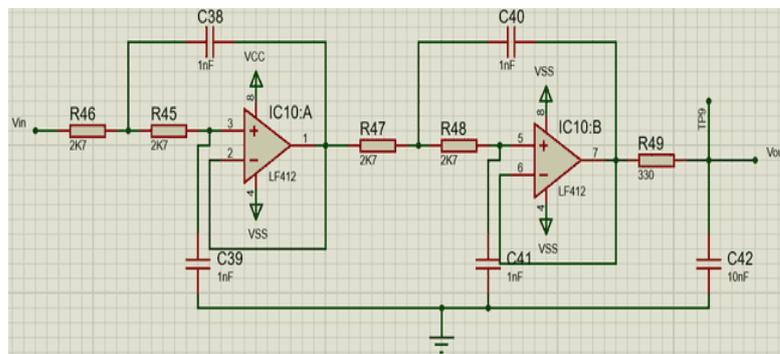
kapasitor sebesar $1\mu\text{F}$, maka perhitungan nilai resistor untuk mendapatkan nilai *cut off* yang diinginkan ditunjukkan pada Persamaan 3.16.

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C} \dots\dots\dots 3.16 (a)$$

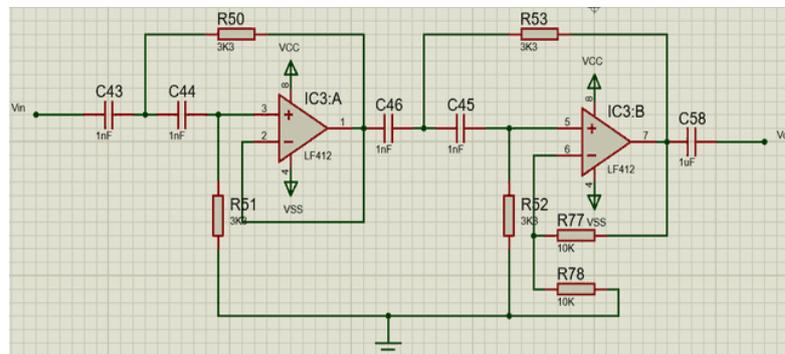
$$R = \frac{1}{2 \cdot 3.14 \cdot 48 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-9}} \dots\dots\dots 3.16 (b)$$

$$R = 3317.41\Omega \dots\dots\dots 3.16 (c)$$

$$R \approx 3,3K\Omega \dots\dots\dots 3.16 (d)$$



Gambar 3.10 Rangkaian *Low Pass Filter*



Gambar 3.11 Rangkaian *High Pass Filter*

3.1.1.2.3 AC to DC Converter

AC to DC converter yang berfungsi untuk mengubah sinyal *input* AC menjadi tegangan *output* DC. Frekuensi dari sinyal *bioimpedance* masih sebesar 50kHz, untuk mempermudah kinerja dari mikrokontroler maka digunakanlah *AC to DC Converter* terdiri dari dua buah op-amp dengan tipe LF353. IC 13A berfungsi untuk menyalurkan gelombang *sinusoidal*. Gambar 3.13 menunjukkan skematis dari rangkaian *AC to DC converter*. Sinyal masukan yang diubah hanya untuk yang

berpolaritas positif, sedangkan untuk polaritas negatif tidak diloloskan. Pada Persamaan 3.17 menunjukkan perhitungan nilai *rms* dari suatu sinyal *sinusoidal*, untuk mendapatkan nilai tegangan pada rangkaian ini ditunjukkan pada Persamaan 3.18. Dengan menggunakan dua buah *op amp* perhitungan nilai *gain* ditunjukkan pada Persamaan 3.19. IC 13B merupakan rangkaian *summing amplifier* perhitungan penguatannya di tunjukkan pada Persamaan 3.20 dan Persamaan 3.21.

$$V_{rms} = \frac{V_{in}}{\sqrt{2}} = 0.707V_{in} \dots\dots\dots 3.17$$

$$V_{dc} = \frac{2V_{in}}{\pi} = 0.637V_{in} \dots\dots\dots 3.18$$

$$G = \frac{R_{64}}{R_{69}} = -\frac{20K}{20K} = -1 \dots\dots\dots 3.19$$

$$G = \frac{R_{65}}{R_{63}} = -\frac{20K}{10K} = -2 \dots\dots\dots 3.20$$

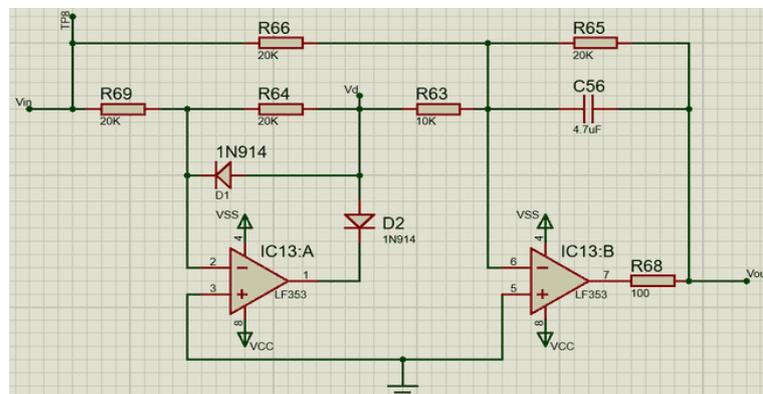
$$G = \frac{R_{65}}{R_{66}} = -\frac{20K}{20K} = -1 \dots\dots\dots 3.21$$

Menganalisis rangkaian ini dilakukan dengan memisalkan $V_{in} = V_m$ dan $V_d = -V_m$, dimana V_m adalah nilai tegangan maksimum dari V_{in} . Untuk Persamaan 3.22 dibuat $V_{in} = V_m$ dan $V_d = -V_m$ dan untuk Persamaan 3.23 dibuat $V_{in} = -V_m$ dan $V_d = 0$. Sehingga perhitungan tegangan keluarannya sebagai berikut:

$$V_{out} = -\frac{20K}{10K}(-V_m) - \frac{20K}{20K}(-V_m) = V_m \dots\dots\dots 3.22$$

$$V_{out} = -\frac{20K}{10K}(-0) - \frac{20K}{20K}(-V_m) = V_m \dots\dots\dots 3.23$$

Output dari IC 13B diratakan dengan kapasitor dengan nilai $4,7\mu F$ agar dihasilkan sinyal DC yang lebih halus.



Gambar 3.12 Sekmatik Rangkaian AC to DC Converter

3.1.1.2.4 Differential Amplifier

Saat otot punggung belum berkontraksi, sinyal *bioimpedance* masih tetap ada sehingga tegangan akan terdeteksi oleh rangkaian instrumentasi. Agar *mikrokontroler* mendeteksi tegangan nol saat tidak ada pergerakan dari bahu, tegangan akan dikurangi dengan menggunakan rangkaian *differential amplifier*. Tegangan pengurang diambil dari rangkaian pembagi tegangan yang terhubung ke suplai positif (VCC) dan bisa diatur dengan menggunakan resistor variabel R₈₇. Gambar 3.14 menunjukkan skematik dari rangkaian ini.

Diode *zener* dengan tegangan sebesar 5V di pasang paralel dengan resistor R₈₇ sehingga tegangan pengurang bisa di-*tune* antara 0V sampai 5,1V. Pada Persamaan 3.24 menunjukkan perhitungan tegangan keluaran yang dihasilkan (V_{diff}) dimana $R_{83} = R_{84}$, $R_{85} = R_{86}$, dan $m = R_{83}/R_{85}$, maka R₈₃ dan R₈₄ ditentukan sebesar 560kΩ, sedangkan R₈₅ dan R₈₆ ditentukan sebesar 10kΩ. Dengan demikian didapatkan penguatan tetap sebesar 56 kali. R₉₃ di pasang sebesar 10kΩ sebagai *pull-up* resistor pada diode *zener*.

Untuk membuat tegangan keluaran berkisar antara 0 sampai 5 volt, dipasang sebuah rangkaian *non-inverting amplifier* di depan rangkaian *differential amplifier*. R₉₅ dan R₉₆ ditentukan resistansinya sebesar 1kKΩ. Resistor variabel R₈₁ yang terpasang seri dengan R₉₆ digunakan untuk mengatur besar penguatan yang diperlukan. Persamaan 3.26 nilai resistor ditentukan sebesar 100KΩ maksimum dapat dicari.

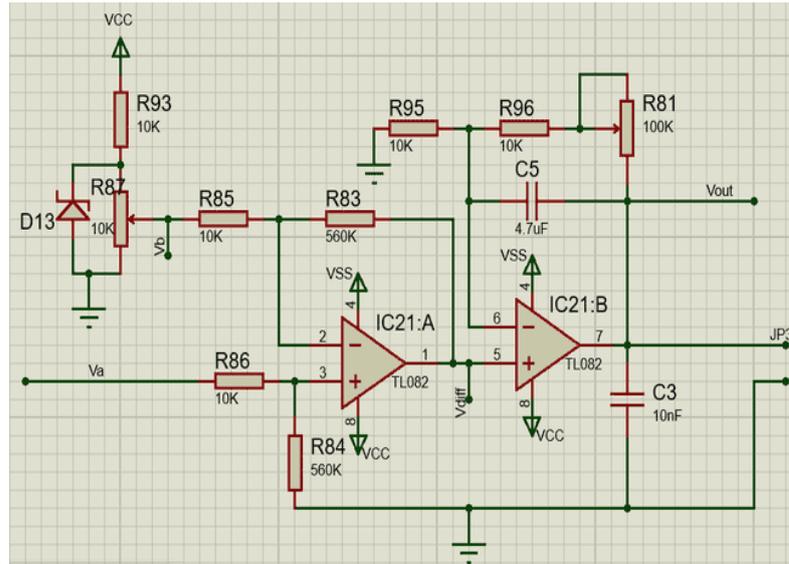
$$V_{diff} = m(V_a - V_b) \dots\dots\dots 3.24$$

$$G(min) = 1 + \frac{R_{81}+R_{96}}{R_{95}} \dots\dots\dots 3.25 (a)$$

$$G(min) = 1 + \frac{10K+0}{10K} = 2 \dots\dots\dots 3.25 (b)$$

$$G(max) = 1 + \frac{R_{81}+R_{96}}{R_{95}} \dots\dots\dots 3.26 (a)$$

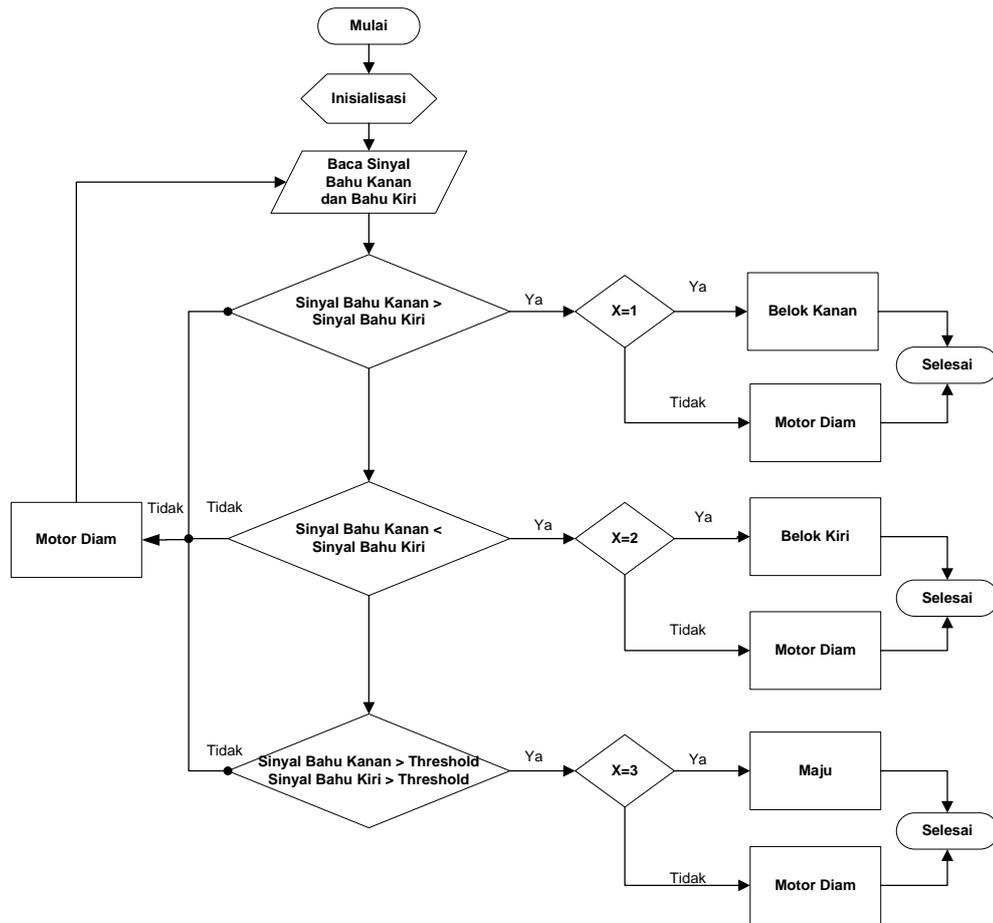
$$G(min) = 1 + \frac{10K+100K}{10K} = 12 \dots\dots\dots 3.26 (b)$$



Gambar 3.13 Skematik Rangkaian *Differential Amplifier*

3.2 Interpretasi Perintah

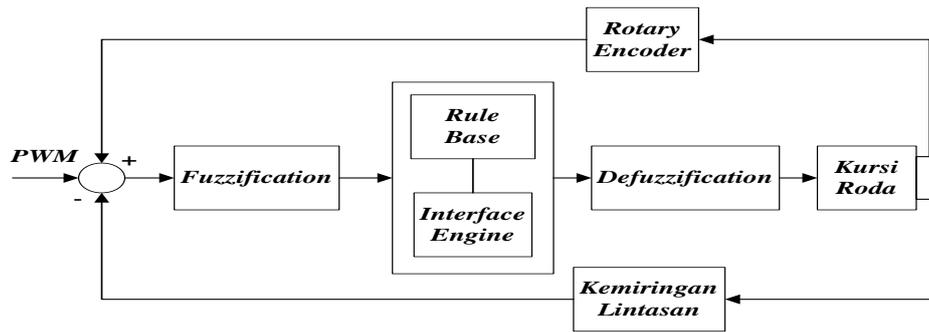
Kursi roda dapat bergerak maju ketika diberikan perintah gerak yaitu dengan menaikkan pundak kiri dan kanan secara bersamaan. Saat pundak digerakkan ke atas, sinyal *bioimpedance* akan terbaca dan mengirimkan perintahnya ke *mikrokontroler* untuk menggerakkan kursi roda. Ketika sinyal *bioimpedance* pada bahu kanan nilainya lebih lebar atau sinyal keluarannya lebih besar dibanding sinyal *bioimpedance* pada bahu kiri, maka akan terjadi arah belok pada kursi roda yaitu belok ke kanan. Begitu juga sebaliknya ketika sinyal *bioimpedance* pada bahu kiri lebih lebar atau sinyal keluarannya lebih besar dibanding sinyal *bioimpedance* pada bahu kanan, maka akan terjadi arah belok pada kursi roda yaitu belok ke kiri. Ketika sinyal *bioimpedance* pada bahu kanan dan bahu kiri bernilai lebih besar dari pada *threshold* maka itu merupakan perintah arah gerak maju pada kursi roda.



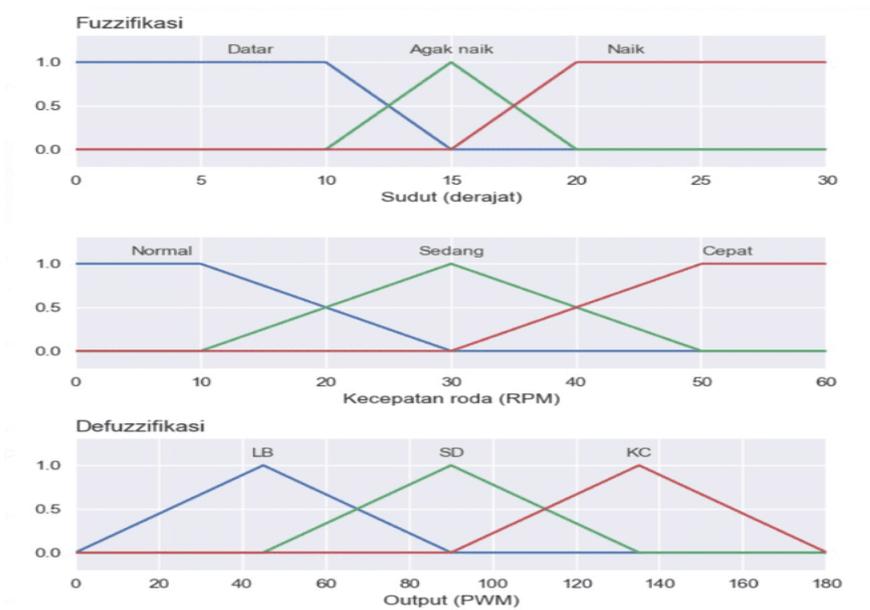
Gambar 3.14 Diagram Alir *Intepretasi Perintah*

3.3 *Fuzzy Logic Controller*

Controller bekerja saat adanya tiga *inputan* yang masuk, yaitu kemiringan lintasan, kecepatan RPM dan sensor *rotary encoder*. Ketiga inputan ini diolah dalam proses *fuzzification* yaitu mengolah variabel *crisp* menjadi variabel *fuzzy* (linguistik) melalui *membership function*, variabel *fuzzy* pada nilai *input* mulai akan diolah dengan menetapkan *rule-rule*. Keluaran dari *rule* akan berupa variabel *fuzzy* dan mengalami proses *defuzzifikasi* untuk diubah ke variabel *crisp* yang kemudian keluarannya ke kursi roda. Sensor kecepatan mensensing kecepatan roda untuk diumpkan balikkan ke *controller*. Perubahan nilai RPM pada kursi roda yang terdiri dari lambat, sedang, dan kencang dipengaruhi dengan nilai kemiringan lintasan yang terdiri dari datar, agak naik dan naik.



Gambar 3.15 Diagram Blok *Fuzzy Logic*



Gambar 3.16 *Membership Function* dari Kemiringan Lintasan, RPM dan Kecepatan PWM

Tabel 3.2 Rule Base dari Sudut Kemiringan Lintasan dan PWM

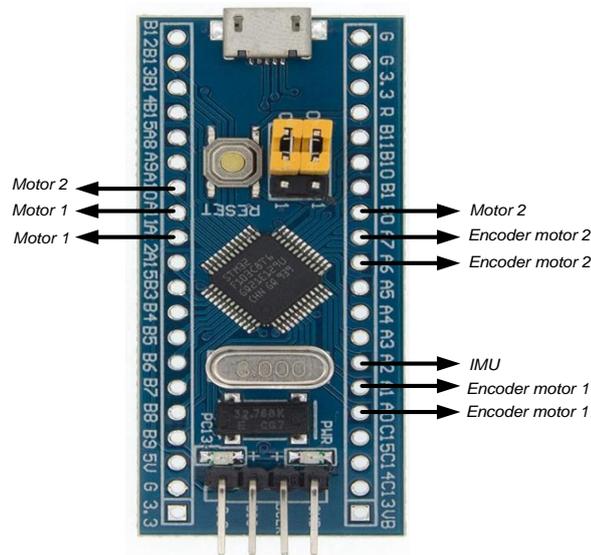
Sudut \ RPM	Datar	Agak Naik	Naik
Normal	Lambat	Lambat	Sedang
Sedang	Lambat	Sedang	Kencang
Cepat	Sedang	Kencang	Kencang

3.4 Perancangan Sistem *Mikrokontroler*

Pada penelitian menggunakan *mikrokontroler* STM32 yang berfungsi dalam mengolah tegangan dari sinyal *bioimpedance* menjadi data digital dengan memanfaatkan ADC internal yang ada pada *mikrokontoler*. Input yang didapatkan berupa tegangan

analog dari sinyal *bioimpedance* dan kecepatan motor. *Pin* A0 dan *pin* A1 pada STM32 difungsikan sebagai *inputan* dari sinyal *bioimpedance* dari bahu kiri dan bahu kanan, kemudian diproses yang berupa sinyal *thresholding* yang berupa *set point* dari kecepatan motor. Kemudian hasilnya ditampilkan berupa data hasil sinyal *bioimpedance* di laptop.

Perintah berhenti dan Bergeraknya motor dikontrol dari *pin Analog Input* pada STM32 agar sinyal *bioimpedance* dapat mengatur kecepatan motor kursi roda dengan mengatur PWM dari motor. Pada motor yang terdapat di kursi roda sudah terdapat *rotary encoder* yang berfungsi untuk memantau posisi dari poros kursi roda yang berputar, kemudian diubah dalam bentuk data digital oleh *encoder* yang berupa lebar pulsa. Untuk mengolah lebar pulsa di STM32 dibutuhkan perubahan dari frekuensi ke bentuk tegangan, maka dari itu dibutuhkan rangkaian *frequency to voltage* yang diproses pada *pin* ADC pada STM32. Saat kursi roda bergerak IMU membaca sudut dari lintasan, data dari IMU kemudian diolah oleh STM32 pada *pin* ADC yang kemudian data tersebut diproses sebagai pengatur dari kecepatan dari motor pada kursi roda. Semua data yang diperoleh akan diolah dengan menggunakan *fuzzy PID controller* dengan sudut yang berbeda beda.



Gambar 3.17 *Pin* STM32

BAB 4

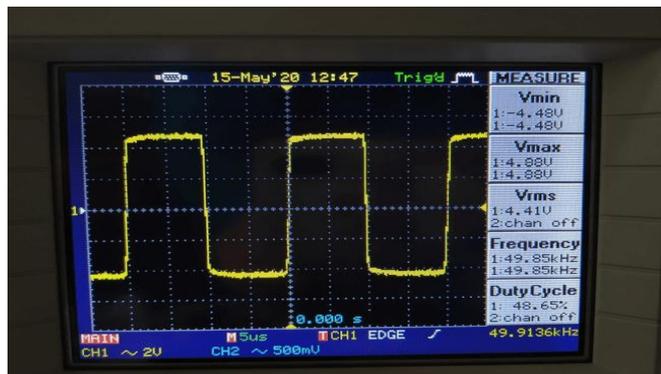
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Pengujian Rangkaian Stimulasi

Pengujian rangkaian ini dilakukan untuk mendapatkan sinyal *sinusoidal* dengan frekuensi 50KHz dan arus konstan sebesar 0,5mA yang nantinya akan diinjeksikan ke tubuh melalui elektroda.

4.1.1 *Square Wave Generator*

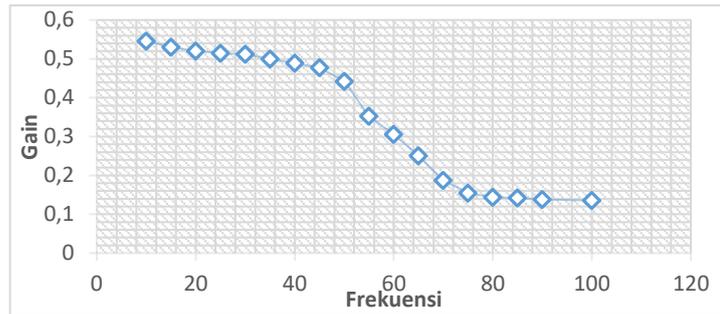
Pada resistor variabel dalam rangkaian *square wave generator* difungsikan untuk mengatur frekuensi yang paling optimal dalam pengukuran yaitu 50Khz. Dari Gambar 4.1 didapatkan hasil berupa sinyal kotak dengan frekuensi sebesar 49,58KHz dengan *duty cycle*-nya 48,65%



Gambar 4.1 Sinyal Keluaran dari Rangkaian *Square Wave Generator*

4.1.2 *Low Pass Filter*

Sinyal yang dihasilkan oleh *square wave generator* kemudian diteruskan ke rangkaian LPF agar dihasilkan sinyal sinusoidal yang sempurna. Dengan frekuensi *cut off* yang sama dengan frekuensi sinyal masukannya, yaitu 50Khz, maka akan dihasilkan sinyal sinusoidal. Pada pengujiannya dengan menginputkan sinyal sinus sebesar 1V dari *function generator* didapatkan data yang tidak stabil dan nilai *cut off* yang seharusnya ada pada 50KHz namun saat frekuensi 10Khz *gain* sudah mengalami penurunan. Gambar 4.2 berikut merupakan grafik dari LPF



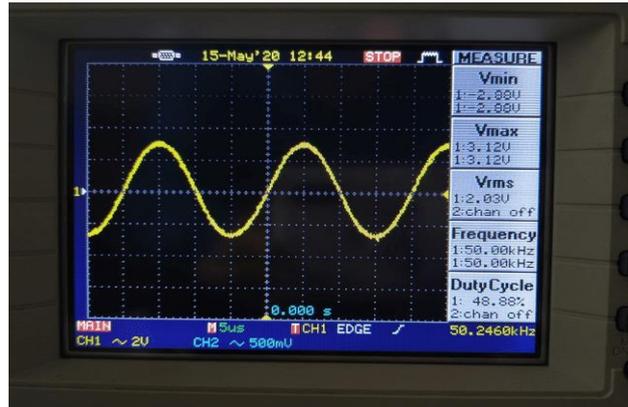
Gambar 4.2 Grafik LPF

Vin (mVrms)	Vout (mVrms)	Frekuensi (KHz)	Gain
1020	557	10	0,546078
1020	541	15	0,530392
1020	531	20	0,520588
1020	525	25	0,514706
1020	522	30	0,511765
1020	510	35	0,5
1020	499	40	0,489216
1020	487	45	0,477451
1020	451	50	0,442157
1020	360	55	0,352941
1020	312	60	0,305882
1020	256	65	0,25098
1020	191	70	0,187255
1020	158	75	0,154902
1020	147	80	0,144118
1020	145	85	0,142157
1020	141	90	0,138235
1020	138	100	0,135294

Tabel 4.1 Data Hasil Pengujian Rangkaian LPF

4.1.3 Pengujian *Inverting Amplifier*

Rangkaian ini berfungsi untuk mengatur penguatan dari sinyal sinusoidal yang dihasilkan oleh LPF sehingga kita dapat dengan mudah mengatur amplitudo sinyal yang dibutuhkan. Pada sistem ini dirancang sinyal sinusoidal yang dihasilkan memiliki nilai 2V rms.

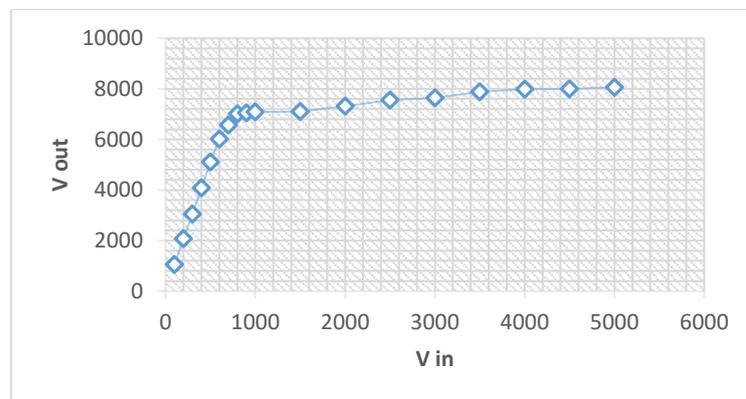


Gambar 4.3 Sinyal Keluaran dari Rangkaian *Inverting Amplifier*

4.2 Pengujian Rangkaian Instrumentasi

4.2.1 Pengujian *Instrumentasi Amplifier*

Penguatan dari *instrumentation amplifier* yang dihasilkan oleh tiga buah *op amp* dengan tipe LF412 dan LF351 menunjukkan hasil penguatan yang cukup linear. Besar R_{gain} untuk mendapatkan penguatan 10 kali penguatan instrumentasi ini dengan menggunakan *input* dari *function generator* yang berupa sinyal sinusoidal.



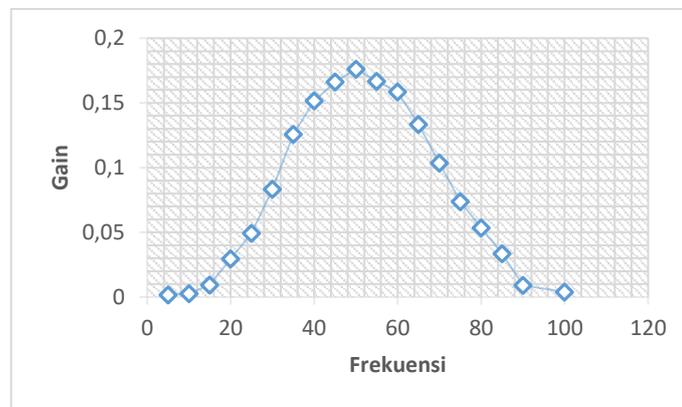
Gambar 4.4 Grafik Hubungan Tegangan *Input* dengan Tegangan *Output*

4.2.2 Pengujian *Band Pass Filter*

Pengujian *BPF* dilakukan untuk mendapatkan frekuensi *cut off* antara 48KHz hingga 55KHz. Dari hasil pengujian didapatkan bahwa *center of frequency* terletak pada 50KHz hal tersebut terlihat pada tabel data hasil pengujian rangkaian BPF.

Tabel 4.2 Pengujian Rangkaian BPF

Vin (mVrms)	Vout (mVrms)	F (kHz)	Gain
6000	9,7	5	0,001617
6000	15,8	10	0,002633
6000	56,9	15	0,009483
6000	177	20	0,0295
6000	296	25	0,049333
6000	500	30	0,083333
6000	754	35	0,125667
6000	910	40	0,151667
6000	998	45	0,166333
6000	1057	50	0,176167
6000	1001	55	0,166833
6000	951	60	0,1585
6000	801	65	0,1335
6000	621	70	0,1035
6000	443	75	0,073833
6000	321	80	0,0535
6000	201	85	0,0335
6000	55	90	0,009167
6000	23	100	0,003833



Gambar 4.5 Grafik Pengujian Rangkaian BPF

4.2.3 Pengujian AC to DC Converter

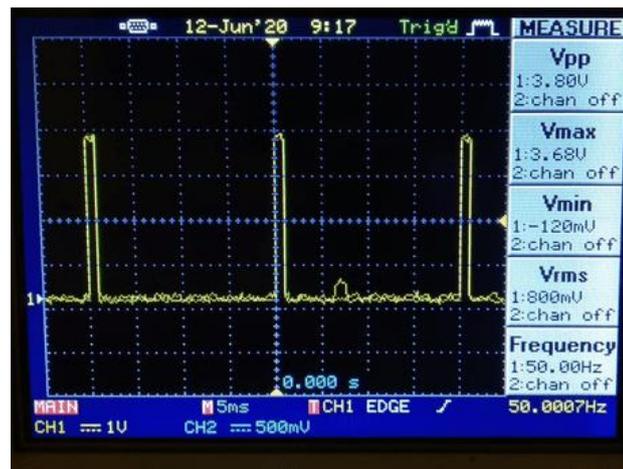
Dengan sinyal sinusoidal sebesar 50KHz sebagai nilai *input* dari *function generator* dengan nilai amplitudo yang bervariasi akan terukur tegangan DC sebagai nilai keluaran yang kemudian akan dibandingkan dengan tegangan *rms* (*Vrms*) dari sinyal masukan sinusoidal sehingga diketahui tingkat *error* dari rangkaian ini.

Tabel 4.3 Pengujian AC to DC Converter

Vmax input (mV)	Vin (mVrms)	Vmax out (mV)	Vin (mVrms Hitung)	Error Vin(mV)	Vdc
100	68	87	70,71067812	3,833477759	55,3859202
200	140	98	141,4213562	1,005050634	62,38873769
300	200	154	212,1320344	5,719095842	98,03944494
400	278	203	282,8427125	1,712157415	129,2338138
500	368	334	353,5533906	-4,086118191	212,631004
600	443	402	424,2640687	-4,416101355	255,9211485
700	504	448	494,9747468	-1,823376491	285,205658
800	600	520	565,6854249	-6,066017178	331,0422816
900	687	567	636,3961031	-7,951635261	360,9634109
1000	704	620	707,1067812	0,439365209	394,7042589
1500	1054	957	1060,660172	0,627927017	609,2451222
2000	1467	1354	1414,213562	-3,7325648	861,9831718
2500	1760	1579	1767,766953	0,439365209	1005,222621
3000	2000	1650	2121,320344	5,719095842	1050,422624
3500	2430	1660	2474,873734	1,81317267	1056,788822
4000	2760	1786	2828,427125	2,419264196	1137,002913
5000	3543	1880	3535,533906	-0,21117303	1196,845172

4.2.4 Pengujian Pulse Width Modulation

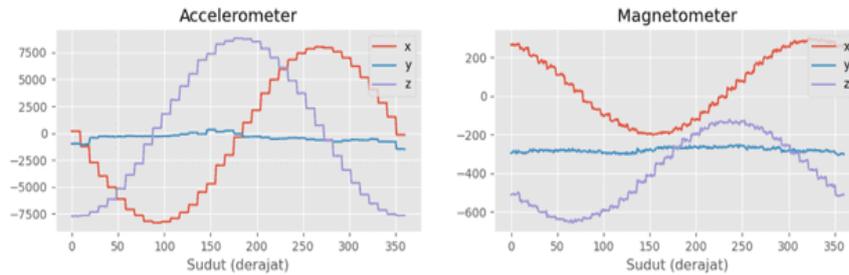
Pada mikrokontroler STM32F103, PWM bisa diatur frekuensi 72MHz dan *duty cycle* mencapai 5%. Gambar 4.6 merupakan hasil pengujian PWM dengan *duty cycle* 5%.



Gambar 4.6 Hasil Pengujian PWM dengan *Duty Cycle* 5%

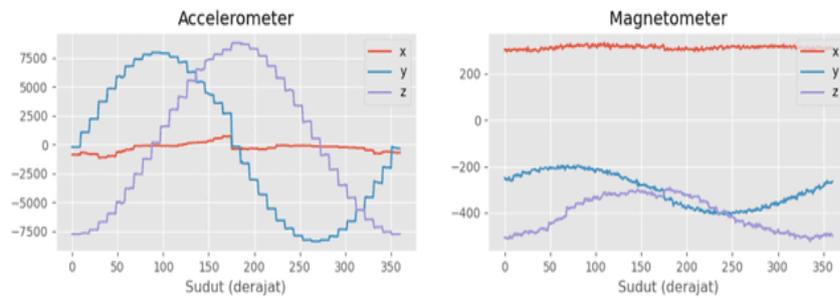
4.2.5 Pengujian *Sensor IMU*

Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu Y



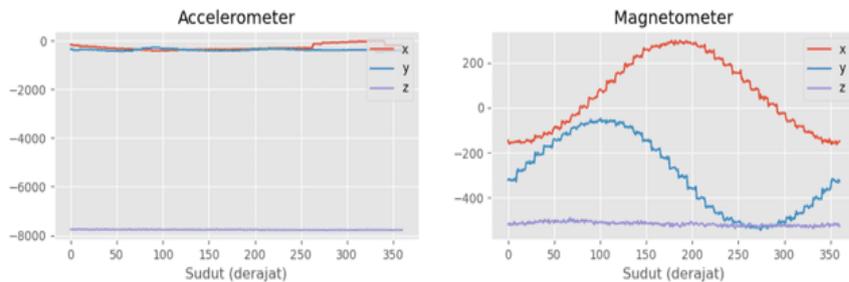
Gambar 4.7 Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu Y

Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu X



Gambar 4.8 Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu x

Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu Z



Gambar 4.9 Pengujian IMU yang diputar terhadap sumbu Z

4.3 Pengujian Sistem Keseluruhan

Pada pengujian ini dilakukan pada 4 subjek yang berbeda dengan 10 kali percobaan. Dari perbedaan subjek tersebut di dapatkan hasil perbedaan kecepatan motor dan perbedaan *respon* sinyal *bioimpedance*.

Pada subjek pertama dengan berat badan 45kg *respon* pembacaan sinyal *bioimpedance* sangat lambat, untuk menggerakkan kursi roda agar bergerak maju

dilakukan beberapa kali gerakan pudak ketas dan jarak waktu antara perintah gerak maju dan perputaran motor sangat lama sekitar 5 detik.

Pada subjek kedua dengan berat badan 51kg didapatkan respons dari sinyal *bioimpedance* yang tidak begitu sensitif, ketika bahu kiri dan kanan digerakkan ke atas, motor kursi roda tidak segera merespons untuk bergerak maju dibutuhkan beberapa detik (kira – kira 3 detik dari waktu perintah gerak) hingga kursi roda bergerak maju.

Pada subjek ketiga dengan berat badan 60kg didapatkan respons dari sinyal *bioimpedance* yang sensitif, ketika bahu kiri dan kanan digerakkan ke atas, motor kursi roda langsung bergerak maju (kira – kira 1 detik setelah bahu digerakkan ke atas).

Pada Subjek keempat dengan berat badan 75kg didapatkan respons dari sinyal *bioimpedance* yang sangat lambat sehingga dibutuhkan waktu yang lama dan dilakukan beberapa kali perintah gerak dengan menggerakkan bahu kiri dan bahu kanan beberapa kali hingga kursi roda bisa bergerak maju.

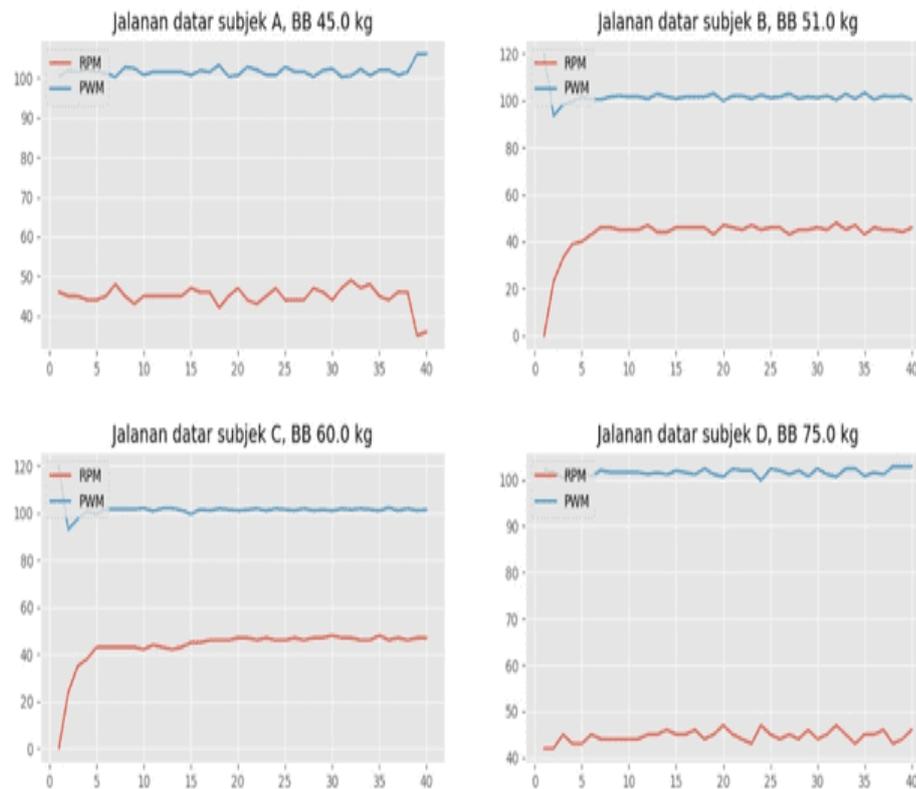
- Lintasan Datar

Kursi roda pada saat bergerak maju di lintasan datar dengan kemiringan lintasan bernilai 0 dan putaran RPM per-menitnya bekisar pada nilai 40an akan memberikan putaran PWM yang konstan. Pada percobaan ini dilakukan sebanyak 10 kali percobaan dengan subjek yang memiliki berat badan yang berbeda – beda. Perhatikan Tabel 4.4, pada tabel tersebut di dapatkan nilai kemiringan yang tidak konstan pada lintasan datar dan kecepatan RPM yang naik turun, sehingga membuat kecepatan kursi roda juga berpengaruh. Pada tabel tersebut terlihat bahwa keberhasilan didapatkan pada subjek dengan berat badan 45kg dan 60kg, di situ nilai pembacaan sudut dan kecepatan RPM terlihat konstan. Sedangkan pada subjek dengan berat badan 51kg dan 75kg terbaca nilai sudut kemiringan lintasan bernilai negatif yang menunjukkan itu merupakan lintasan menurun, namun hal tersebut tidak mempengaruhi putaran pada RPM sehingga kursi roda masih berjalan normal dengan kecepatan konstan.

Tabel 4.4 Kecepatan PWM dan RPM Terhadap Lintasan Datar dengan Berat Badan Subjek yang Berbeda

Subjek A Berat Badan 45kg			Subjek B Berat Badan 51kg		
Kemiringan	RPM	PWM	Kemiringan	RPM	PWM
0	46	100.32	0	0	119.82
0	45	101.97	0	23	93.47
0	45	101.57	0	33	98.17
0	44	102.02	-1	39	99.47
0	44	101.62	-2	40	101.42
0	45	101.17	-2	43	100.47
0	48	100.22	-2	46	100.32
0	45	102.77	-1	46	101.52
0	43	102.47	-1	45	101.97
0	45	100.77	-1	45	101.57
0	45	101.57	-1	45	101.57
0	45	101.57	-1	47	100.67
0	45	101.57	-2	44	102.82
0	45	101.57	-1	44	101.62
0	47	100.67	-1	46	100.72
0	46	101.92	-1	46	101.52
0	46	101.52	-1	46	101.52
0	42	103.32	-1	46	101.52
0	45	100.37	-1	43	102.87
0	47	100.67	-1	47	99.87
0	44	102.82	0	46	101.92
0	43	102.07	0	45	101.92
0	45	100.77	0	47	100.67
0	47	100.67	0	45	102.37
0	44	102.82	0	46	101.12
0	44	101.62	0	46	101.52
0	44	101.62	0	43	102.87
0	47	100.27	0	45	100.77
0	46	101.92	0	45	101.57
1	44	102.42	0	46	101.12
1	47	100.27	-1	45	101.97
1	49	100.57	-1	48	100.22
1	47	102.27	-1	45	102.77
0	48	100.62	0	47	100.67
0	45	101.97	-1	43	103.27
0	44	102.02	0	46	100.32
0	46	100.72	0	45	101.97
0	46	101.52	0	45	101.57
0	35	106.07	0	44	102.02
0	36	106.12	0	46	100.32
0	44	101.42	0	45	102.17
0	46	101.62	0	47	102.77
0	47	100.27	0	45	101.32

Subjek C Berat Badan 60kg			Subjek D Berat Badan 75kg		
Kemiringan	RPM	PWM	Kemiringan	RPM	PWM
0	0	119.82	0	42	102.12
0	24	93.02	1	42	101.72
0	35	97.67	0	45	100.37
0	38	100.72	0	43	102.47
0	43	99.67	0	43	101.67
0	43	101.67	0	45	100.77
0	43	101.67	-2	44	102.02
1	43	101.67	-2	44	101.62
0	43	101.67	-2	44	101.62
0	42	102.12	-2	44	101.62
0	44	100.82	-2	44	101.52
0	43	102.07	-2	45	101.17
0	42	102.12	-2	45	101.57
0	43	101.27	-2	46	101.12
0	45	99.57	-2	45	101.97
0	45	101.57	0	45	101.57
0	46	101.12	0	46	101.12
0	46	101.92	0	44	102.42
0	46	101.52	0	45	101.17
0	47	101.07	0	47	100.67
0	46	101.47	-1	45	102.37
0	47	101.92	-2	44	102.02
0	46	101.07	-1	43	102.07
0	46	101.92	-1	47	99.87
0	47	101.52	-2	45	102.37
0	46	101.07	-2	44	102.02
0	47	101.92	-1	45	101.17
0	47	101.07	-2	44	102.02
0	48	101.47	-1	46	100.72
0	47	101.02	-1	44	102.42
0	47	101.87	-1	47	101.17
0	46	101.92	-2	45	102.37
0	46	101.52	-2	43	102.47
0	48	101.02	-1	45	100.77
0	46	102.32	-2	45	101.57
0	47	101.07	-2	46	101.12
0	46	101.92	-2	43	102.87
0	47	101.07	-3	44	102.87
0	47	101.47	-3	46	102.87
0	48	101.32	-2	45	101.19
0	46	102.1	-1	45	101.17
0	46	101.52	-2	46	101.47



Gambar 4.10 Grafik Kecepatan PWM dan Putaran RPM

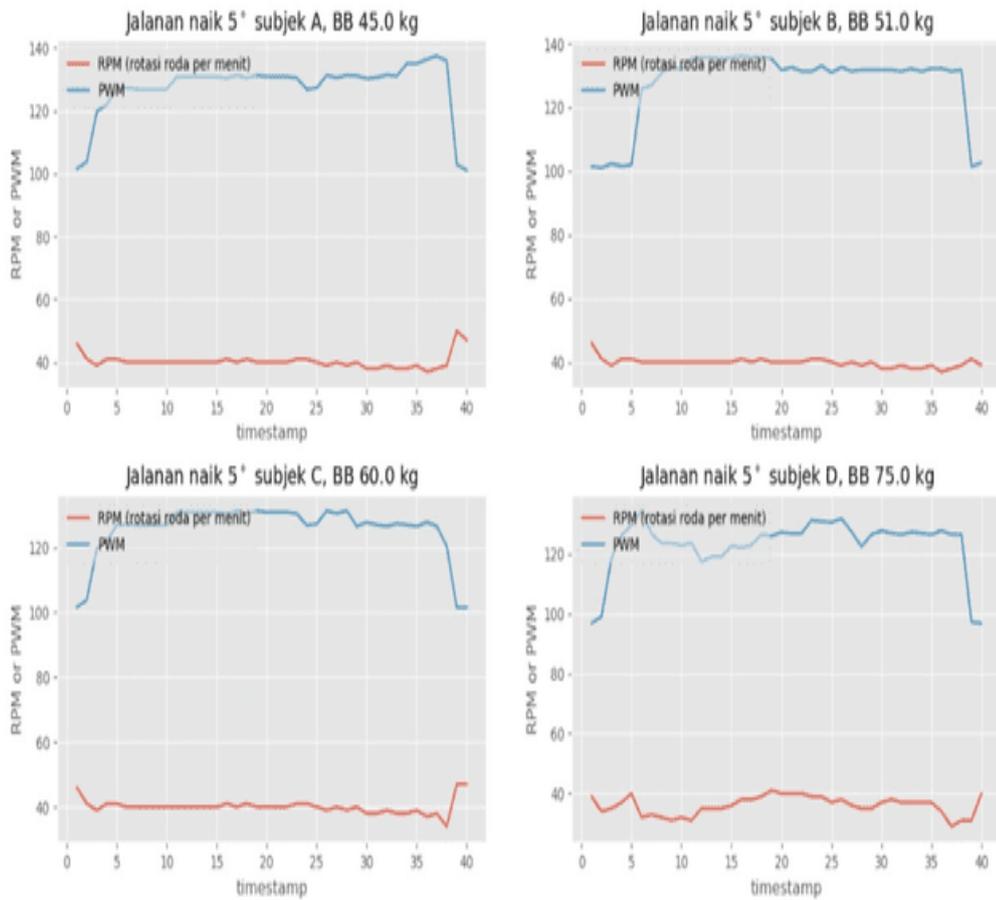
- Lintasan Menanjak

Pada saat kursi roda bergerak di lintasan yang menanjak, awalnya dimulai pada lintasan datar dengan pembacaan sudut kemiringan lintasan yaitu 0 derajat. Ketika kursi roda mulai naik pada lintasan menanjak, maka sensor IMU akan membaca kemiringan lintasan dan membuat kecepatan PWM berubah sesuai dengan bertambahnya nilai pada sudut kemiringan lintasan. Pada Tabel 4.5 terlihat bahwa kecepatan PWM relatif naik saat terjadi kenaikan nilai sudut kemiringan lintasan. Percobaan ini dilakukan pada subjek dengan berat badan yang berbeda – beda. Semakin berat subjek dan semakin tinggi nilai sudut kemiringan lintasan, maka kecepatan PWM semakin cepat.

Tabel 4.5 Kecepatan PWM dan RPM Terhadap Lintasan Menanjak dengan Berat Badan Subjek yang Berbeda

Subjek A Berat Badan 45kg			Subjek B Berat Badan 51kg		
Kemiringan	RPM	PWM	Kemiringan	RPM	PWM
0	46	101.52	0	46	101.47
2	41	103.77	1	41	101.02
4	39	119.67	1	39	102.32
4	41	121.97	1	41	101.52
4	41	126.77	2	41	101.97
4	40	127.22	3	40	125.82
4	40	126.82	4	40	126.92
4	40	126.82	4	40	130.82
4	40	126.82	4	40	132.97
4	40	126.82	4	40	131.77
4	40	130.82	4	40	135.32
5	40	130.82	4	40	135.72
5	40	130.82	4	40	135.27
5	40	130.82	4	40	135.67
5	41	130.37	4	41	136.12
5	40	131.22	4	40	135.72
5	41	130.37	5	41	135.72
5	40	131.22	5	40	135.27
5	40	130.82	5	40	131.67
5	40	130.82	5	40	132.57
5	40	130.82	5	40	131.32
5	41	130.37	5	41	131.27
6	41	126.77	5	41	133.02
6	40	127.22	6	40	130.92
6	39	131.27	6	39	132.62
6	40	130.42	6	40	131.37
6	39	131.27	6	39	131.77
6	40	131.07	6	40	131.77
6	38	130.17	6	38	131.77
6	38	130.52	6	38	131.77
7	39	131.37	7	39	131.32
7	38	130.97	7	38	132.17
7	38	131.97	7	38	131.32
7	39	133.97	7	39	132.17
7	37	132.32	7	37	132.22
7	37	131.32	7	39	132.17
7	36	133.21	7	39	132.34
7	35	131.77	7	40	131.92
7	40	130.17	7	36	130.17
4	38	129.11	7	38	131.21
2	39	130.37	7	39	131.37
1	50	121.77	2	41	131.77
0	47	102.92	0	39	101.37

Subjek C Berat Badan 60kg			Subjek D Berat Badan 75kg		
Kemiringan	RPM	PWM	Kemiringan	RPM	PWM
0	46	101.52	0	39	96.87
2	41	103.77	1	34	99.12
3	39	119.67	3	35	118.67
3	41	121.97	3	37	126.17
3	41	126.77	3	40	129.62
4	40	127.22	3	32	134.42
4	40	126.82	4	33	126.77
4	40	126.82	4	32	123.62
4	40	126.82	4	31	123.67
4	40	126.82	4	32	122.82
4	40	130.82	4	31	123.67
4	40	130.82	4	35	117.47
4	40	130.82	4	35	119.07
4	40	130.82	5	36	122.62
4	41	130.37	5	38	122.12
5	40	131.22	5	38	122.92
5	41	130.37	5	39	126.47
5	40	131.22	5	41	125.97
5	40	130.82	5	40	127.22
6	40	130.82	5	40	126.82
6	40	130.82	5	40	126.82
6	41	130.37	6	39	131.27
5	41	126.77	6	39	130.87
5	40	127.22	6	37	130.52
6	39	131.27	6	38	131.82
6	40	130.42	6	36	127.47
6	39	131.27	6	35	122.47
7	40	126.42	6	35	126.42
7	38	127.72	6	37	127.72
7	38	126.92	6	38	126.92
7	39	126.47	7	37	126.47
7	38	126.92	7	37	126.92
7	39	126.47	7	37	126.47
7	37	127.77	7	34	127.77
7	38	126.52	7	29	126.52
3	34	120.32	4	31	126.47
1	47	101.47	1	31	97.27
0	47	101.47	0	40	96.82



Gambar 4.11 Grafik Kecepatan PWM dan RPM pada Lintasan Naik dengan Sudut 5 Derajat

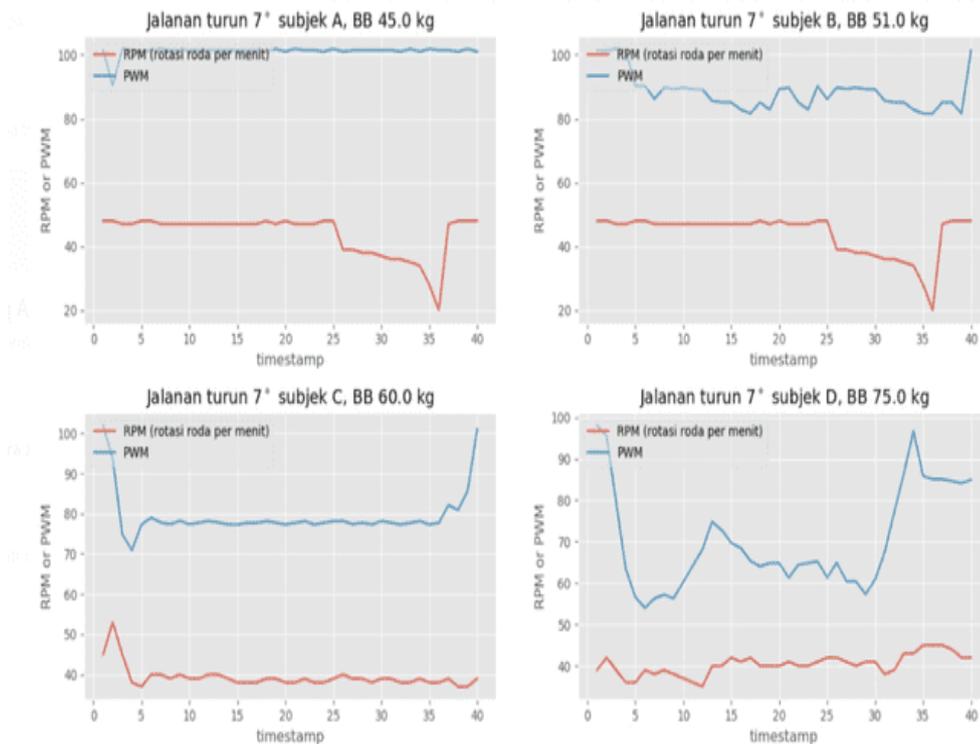
- Lintasan Menurun

Pada saat kursi roda bergerak di lintasan yang menurun, awalnya dimulai pada lintasan datar dengan pembacaan sudut kemiringan lintasan yaitu 0 derajat. Ketika kursi roda mulai naik pada lintasan menurun, maka sensor IMU akan membaca kemiringan lintasan dan membuat kecepatan PWM berubah sesuai dengan berkurangnya nilai pada sudut kemiringan lintasan. Pada Tabel 4.6 terlihat bahwa kecepatan PWM relatif turun saat terjadi penurunan nilai sudut kemiringan lintasan. Percobaan ini dilakukan padan subjek dengan berat badan yang berbeda – beda. Semakin berat subjek dan semakin turun nilai sudut kemiringan lintasan, maka putaran PWM semakin lambat.

Tabel 4.6 Kecepatan PWM dan RPM Terhadap Lintasan Turun dengan Berat Badan Subjek A, B, C dan D yang Berbeda

Subjek A Berat Badan 45kg			Subjek B Berat Badan 51kg		
Kemiringan	RPM	PWM	Kemiringan	RPM	PWM
0	48	101.42	0	48	101.42
-7	48	90.43	-7	48	101.42
-7	47	101.87	-7	47	101.87
-7	47	101.47	-7	47	101.47
-7	48	101.02	-7	48	90.22
-7	48	101.42	-7	48	90.22
-7	47	101.87	-7	47	86.17
-7	47	101.47	-7	47	89.77
-7	47	101.47	-7	47	89.32
-6	47	101.47	-6	47	89.72
-6	47	101.47	-6	47	89.27
-6	47	101.47	-6	47	89.22
-6	47	101.47	-6	47	85.62
-6	47	101.47	-6	47	85.17
-6	47	101.47	-6	47	85.12
-6	47	101.47	-6	47	82.82
-6	47	101.47	-6	47	81.62
-5	48	101.02	-5	48	85.12
-5	47	101.87	-5	47	82.82
-5	48	101.02	-5	48	89.32
-5	47	101.87	-5	47	89.72
-5	47	101.47	-5	47	85.12
-5	47	101.47	-5	47	82.82
-5	48	101.02	-5	48	90.22
-5	48	101.87	-5	48	86.17
-5	39	101.02	-5	39	89.77
-3	39	101.42	-3	39	89.32
-3	38	101.42	-3	38	89.72
-3	38	101.47	-3	38	89.27
-3	37	101.47	-3	37	89.22
-3	36	101.47	-3	36	85.62
-2	36	101.02	-2	36	85.17
-2	35	101.87	-2	35	85.12
-2	34	101.02	-2	34	82.82
-2	28	101.87	-2	28	81.62
-2	20	101.47	-2	20	81.62
-1	47	101.47	-1	47	85.12
-1	48	101.02	-1	48	85.12
-1	48	101.87	-1	48	81.62
-1	46	100.92	-1	47	83.45
-1	45	101.17	-1	46	82.11
0	48	101.54	-1	46	84.98
0	48	101.02	0	48	101.47

Subjek C Berat Badan 60kg			Subjek D Berat Badan 75kg		
Kemiringan	RPM	PWM	Kemiringan	RPM	PWM
0	45	101.97	0	39	98.07
-7	53	93.67	-7	42	95.52
-7	45	74.87	-7	39	79.57
-7	38	70.92	-7	36	63.42
-7	37	77.27	-7	36	56.62
-7	40	79.02	-7	39	53.97
-7	40	77.82	-7	38	56.32
-7	39	77.37	-7	39	57.17
-7	40	78.22	-7	38	56.32
-7	39	77.37	-6	37	60.27
-6	39	77.77	-6	36	64.22
-6	40	78.22	-6	35	68.17
-6	40	77.82	-6	40	74.82
-6	39	77.37	-6	40	72.82
-6	38	77.32	-6	42	69.72
-6	38	77.72	-6	41	68.47
-6	38	77.72	-6	42	65.32
-6	39	78.17	-6	40	64.02
-6	39	77.77	-6	40	64.82
-6	38	77.32	-6	40	64.82
-6	38	77.72	-6	41	61.27
-5	39	78.17	-6	40	64.42
-5	38	77.32	-5	40	64.82
-5	38	77.72	-5	41	65.27
-5	39	78.17	-5	42	61.32
-5	40	78.22	-5	42	64.92
-5	39	77.37	-5	41	60.47
-5	39	77.77	-5	40	60.42
-5	38	77.32	-5	41	57.27
-5	39	78.17	-4	41	60.87
-4	39	77.77	-4	38	67.52
-3	38	77.32	-4	39	77.17
-3	38	77.72	-3	43	86.57
-3	38	77.32	-3	45	85.87
-3	38	77.72	-3	45	85.07
-3	39	82.17	-2	45	85.07
-2	37	80.87	-2	44	84.62
-1	37	85.67	-1	42	84.12
0	39	101.07	0	42	84.92



Gambar 4.12 Grafik Kecepatan PWM dan RPM pada Lintasan Naik dengan Sudut 5 Derajat

Dari semua percobaan yang telah dilakukan pada subjek yang berbeda berat badan, yaitu dilakukan 10 kali percobaan didapatkan tingkat keberhasilan dengan rata-rata keberhasilannya di atas 80%. Hal ini dipengaruhi oleh pembacaan sinyal *bioimpedance* pada tiap subjek yang berbeda dan pembacaan sudut kemiringan lintasan yang berbeda.

Tabel 4.7 Tingkat keseluruhan percobaan

Subjek	Percobaan ke										Rata - Rata keberhasilan
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Pertama (45KG)	Gagal	Gagal	Gagal	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Gagal	50%
Kedua (51KG)	Gagal	Sukses	Sukses	Gagal	Gagal	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	80%
Ketiga (60KG)	Gagal	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Gagal	Sukses	Sukses	80%
Keempat (75KG)	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Sukses	Gagal	90%

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil uji coba, dirancang sebuah sistem pengendalian gerak kursi roda elektrik dengan memanfaatkan sinyal *bioelectrical impedance* yang ada pada pundak subjek. Sinyal *bioelectrical impedance* menghasilkan tegangan maksimum 590mV dengan nilai tegangan minimum yaitu 50mV. Penempatan elektroda dilakukan dengan metode *tetrapolar*, 2 elektroda difungsikan sebagai stimulus atau injeksi arus sebesar 0.5mA. sedangkan 3 lainnya difungsikan sebagai pengirim nilai tegangan dari sinyal *bioelectrical impedance* dari pundak subjek ke sistem instrumentasi yang terhubung ke mikrokontroler yang akan menginstruksikan perintah gerak kursi roda elektrik. Penempatan elektroda pada punggung subjek dan lebar pendeknya otot pada subjek serta berat badan subjek mempengaruhi sensitivitas dari pembacaan sinyal *bioelectrical impedance* pada bahu, hal ini terjadi karena adanya penurunan nilai tegangan yang dihasilkan dari hasil impedansi tubuh. Kondisi *fatigue* atau kelelahan pada otot juga sangat mempengaruhi hasil pengukuran tegangan dari impedansi tubuh.

Dari ke-10 percobaan yang dilakukan didapatkan tingkat keberhasilan sebesar 85%. Ketidakstabilan putaran motor kiri dan motor kanan pada kursi roda ketika diberikan perintah gerak maju terjadi saat kursi roda diuji coba secara terus menerus tanpa jeda, Perbedaan putaran motor kiri dan motor kanan pada kursi roda juga terjadi karena sistem mekanik kursi roda yang tidak *balance* antara kedua roda depan kursi roda, roda depan sebelah kiri dari kursi roda kedudukannya tidak sama dengan roda depan sebelah kanan kursi roda. Dari hasil uji coba ini didapatkan juga sinyal *bioelectrical impedance* yang memiliki respons yang lama saat diberikan perintah gerak. Pembacaan sudut kemiringan lintasan yang berubah – ubah sesuai dengan kemiringan lintasan yang dilalui kursi roda akan mempengaruhi kecepatan motor kursi roda. Semakin besar sudut kemiringan lintasan dan semakin berat subjek yang menggunakan kursi roda saat melintasi lintasan menanjak kecepatan kursi roda akan meningkat, dan semakin besar sudut kemiringan dengan subjek yang ringan, kecepatan kursi roda relatif akan cepat. Begitu pula sebaliknya

semakin kecil sudut kemiringan lintasan dan semakin berat subjek yang menggunakan kursi roda, kecepatan kursi roda perlahan akan menurun. Dan semakin kecil sudut kemiringan lintasan dengan subjek yang lebih ringan, kecepatan kursi roda relatif meningkat.

5.2 Saran

Saran untuk penelitian selanjutnya adalah membuat rancangan mekanik kursi roda yang *balance* dengan memperhatikan kedudukan roda kiri dan roda kanan agar putaran roda pada kursi roda stabil dan dibuat aplikasi *monitoring* dari pergerakan kursi roda yang sedang digunakan oleh penyandang *disabilitas*.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] L. Feriyawati, *Anatomi Saraf dan Perananannya dalam Regulasi Kontraksi Otot Rangka*, USU Repository, 2005.
- [2] Kemkes RI, “Infodatin Disabilitas,” 2018. [Online]. Available: <http://www.kemkes.go.id/download.php?file=download/pusdatin/infodatin/infodatin-disabilitas.pdf>. [Diakses 6 Juni 2020].
- [3] J. Sardi dan A. B. Pulungan, “Pengembangan Bioelectrical Impedance Sebagai Control Commands Pengaturan Kecepatan Gerak Kursi Roda Dengan Metoda Pid Controller,” *Jurnal Nasional Teknik Elektro*, vol. 3, no. 2302-2949, pp. 125-131, 2014.
- [4] A. N. Muthouwali, M. A. Riyadi dan T. Prakoso, “Rancang Bangun Alat Pengukur Persentase Lemak Tubuh Dengan Metode Whole Body Measurement Bioelectrical Impedance Analysis (Bia) Empat Elektroda Dengan Saklar Otomatis Berbasis Mikrokontroler Atmega 32,” *Transmisi*, vol. 19, no. 2, pp. 50-57, 2017.
- [5] R. Ermado, “Aplikasi Bioelectrical Impedance Sebagai Perintah Kontrol Gerakan Pada Kursi Roda Elektrik,” dalam *Proceeding Seminar Tugas Akhir Jurusan Teknik Elektro FTI-ITS*, Surabaya, 2012.
- [6] A. M., “PID Control,” *Control System, Robotic, and Automation*, vol. II.
- [7] A. A. Khan dan N. Rapal, “Fuzzy PID Controller: Design, Tuning and Comparison with Conventional PID Controller,” *IEEE International Conference on Engineering of Intelligent Systems*, no. 10.1109/iceis.2006.1703213, 2006.
- [8] IEEE, “IEEE Citation Reference,” [Online]. Available: www.ieee.org/documents/ieeecitationref.pdf.
- [9] K. Tanaka dan M. Sugeno, “Stability analysis and design of fuzzy control,” *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 45, pp. 135-156, 1992.
- [10] A. Mujibtamala, A. Arifin dan D. Purwanto, *Pengaturan Kecepatan Gerak Kursi Roda saat Melintasi Jalan Menanjak dan Menurun Berbasis Subject Intention Variable Speed Menggunakan Sinyal Bioelectrical Impedance*, Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2016.
- [11] P. A. S. Saraswati, I. P. G. Adiatmika, S. I. Lesmana, I. W. Weta, I. M. Jawi dan Wahyuddin, “Penambahan Integrated Neuromuscular Inhibition Technique Lebih Menurunkan Disabilitas Leher Daripada Contract Relax Stretching Pada Intervensi Ultrasound Dalam Kasus Sindrom Myofascial Otot Upper Trapezius,” *Sport and Fitness Journal*, vol. 6, no. 2302-688X, pp. 64-73, 2018.

- [12] J. G. Tabuenca, "Multichannel Bioimpedance Measurement," Tampere University of Technology, Tampere, Finlandia, 2009.
- [13] H. Seki dan A. Kiso, "Disturbance road adaptive driving control of power-assisted wheelchair using fuzzy inference," dalam *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011.
- [14] US Access Board, "Ramps and Curb Ramps," dalam *Americans with Disabilities Act Standards*, Washington DC, 2004.

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Kota Bima pada tanggal 03 November 1994. Penulis merupakan anak kelima dari lima bersaudara. Penulis menempuh pendidikan sekolah dasar di SDN 2 Kota Bima pada tahun 2000, kemudian meneruskan ke jenjang sekolah menengah pertama di MTsN 1 Kota Bima pada tahun 2006, lalu melanjutkan ke sekolah menengah atas SMAN 4 Kota Bima pada Tahun 2009 dan penulis meneruskan ke jenjang pendidikan yang lebih tinggi ke Program Studi S1 Teknik Elektro Universitas Mataram di Kota Mataram Provinsi Nusa Tenggara Barat pada tahun 2011. Kemudian meneruskan ke jenjang pendidikan yang lebih tinggi lagi ke Program Pasca Sarjana Departemen Teknik Elektro Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas di Institut Teknologi Sepuluh Nopember pada tahun 2017.

E-mail: masyitah.aulia1994@gmail.com