



**TUGAS AKHIR - EB184803**

**WIRELESS FES UNTUK MULTI-JOINT MOVEMENT PADA GAYA BERJALAN  
PENDERITA HEMIPLEGIA**

**Ardhief Rachmana Rahman  
0731154000005**

**DOSEN PEMBIMBING:  
Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.**

**PROGRAM SARJANA  
DEPARTEMEN TEKNIK BIOMEDIK  
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2020**



**FINAL PROJECT - EB184803**

**WIRELESS FES FOR MULTI-JOINT MOVEMENT ON HEMIPLEGIC GAIT**

**Ardhief Rachmana Rahman**  
**0731154000005**

**SUPERVISOR:**

**Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.**  
**Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.**

**UNDERGRADUATE PROGRAM**  
**BIOMEDICAL ENGINEERING DEPARTMENT**  
**FACULTY OF INTELLIGENT ELECTRICAL AND INFORMATICS TECHNOLOGY**  
**SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY**  
**SURABAYA**  
**2020**

## PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa sebagian maupun keseluruhan isi tugas akhir saya yang berjudul "**Wireless FES Untuk Multi-Joint Movement pada Gaya Berjalan Penderita Hemiplegia**" merupakan hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya mandiri.

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, Desember 2019

Ardhiefa Rachmana Rahman  
NRP. 0731154000005

Tugas Akhir disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar  
Sarjana Teknik (ST)  
di  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh  
Ardhiefa Rachmana Rahman  
NRP. 0731154000005

Tanggal Ujian : 6 Januari 2020  
Periode Wisuda : Maret 2020

Disetujui oleh:

Dosen Penguji :

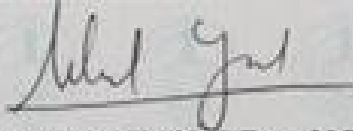
Dosen Pembimbing :



1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.  
NIP. 19700212 199512 1001



1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
NIP. 19710314 199702 1001



2. Muhammad Yazid, B.Eng., M.Eng.  
NIP. 19800420 201504 1001



2. Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.  
NIP. 19690529 199512 1001



3. Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T.  
NIP. 19910525 201504 1001



4. Atar Fudy Babgei, S.T., M.Sc.  
NIP. 19891111 201812 1001



Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
NIP. 19710314 199702 1001

## WIRELESS FES UNTUK MULTI-JOINT MOVEMENT PADA GAYA BERJALAN PENDERITA HEMIPLEGIA

Nama : Ardhiefa Rachmana Rahman  
NRP : 07311540000005  
Pembimbing : 1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
2. Dr. Rachmad Setiawan S.T., M.T.

### ABSTRAK

*Stroke* merupakan salah satu penyakit berbahaya di dunia. Kelumpuhan sendiri paling banyak disebabkan oleh *stroke*. Salah satu akibat dari kelumpuhan yaitu berkurangnya kemampuan berjalan secara signifikan utamanya bagi seorang hemiplegia. *Functional Electrical Stimulation* (FES) adalah salah satu *treatment* alternatif yang telah banyak digunakan dalam strategi rehabilitasi untuk individu dengan gangguan neurologis. Tujuan intervensi FES adalah untuk memungkinkan gerakan fungsional dengan mengganti atau membantu dengan aktivasi otot tidak sadar pada seseorang. FES dapat meningkatkan pembelajaran motorik dan meningkatkan plastisitas *Central Nervous System* (CNS). Namun FES saat ini umumnya masih menggunakan sistem kabel yang penggunaannya sedikit rumit, sehingga dapat mengurangi kenyamanan dan fleksibilitas dari pengguna. Dari masalah ini, dilakukan penelitian berupa usulan untuk membuat FES dengan sistem *wireless* yang dimana perangkat ini terdiri dari dua *hardware wireless* FES yang dipasangkan pada segmen *thigh*, segmen *shank* dan juga penambahan sensor pada *heel*, *toe* pada telapak kaki. Untuk komunikasi antara kedua perangkat *wireless* FES tersebut akan dihubungkan dengan modul *bluetooth* (HC05) sehingga dapat mengurangi penggunaan kabel seperti pada FES umumnya. FES yang dirancang dikontrol menggunakan *Fuzzy Logic Controller* (FLC) berbasis *cycle-to-cycle control* yang menargetkan 3 otot pada bagian *lower limb* yaitu otot *Tibialis Anterior* (TA), *Gastrocnemius* (GC), dan *Vastus* (VA). Berdasarkan *joint angle parameter* yang didapat, FLC efektif berperan untuk mengatur stimulasi otot yang ditargetkan. Pada FLC1 yang mengatur otot *Tibialis Anterior* (TA) untuk gerakan *ankle dorsiflexion* dapat dilihat dari parameter *Maximum Ankle Dorsiflexion at Swing Phase* (MADsw), dimana didapatkan sudut setelah stimulasi sebesar ( $108.53 \pm 2.08^\circ$ ), mendekati sudut target  $98^\circ$ . Pada FLC2 yang mengatur otot *Gastrocnemius* (GC) untuk gerakan *ankle plantarflexion* dapat dilihat dari parameter *Maximum Ankle Plantarflexion at Swing Phase* (MAPsw), dimana didapatkan sudut setelah stimulasi sebesar ( $82.85 \pm 5.14^\circ$ ), mendekati sudut target  $82^\circ$ . Pada FLC3 yang mengatur otot *Vastus* (VA) untuk gerakan *knee extension* dapat dilihat dari parameter *Maximum Knee Extension at Swing Phase* (MKEsw), dimana didapatkan sudut setelah stimulasi sebesar ( $12.69 \pm 1.8^\circ$ ), mendekati sudut target  $14^\circ$ .

Kata Kunci— *stroke*, *functional electrical stimulation*, hemiplegia, *fuzzy logic controller*, *cycle-to-cycle control*, *gait phase detection*

# **WIRELESS FES UNTUK MULTI-JOINT MOVEMENT PADA GAYA BERJALAN PENDERITA HEMIPLEGIA**

**Name** : Ardhiefa Rachmana Rahman  
**Student Identity Number** : 0731154000005  
**Advisor** : 1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
2. Dr. Rachmad Setiawan S.T., M.T.

## **ABSTRACT**

Stroke is one of the dangerous diseases in the world. The paralysis itself is most often caused by a stroke. One result of paralysis is a significantly reduced ability to walk for a sufferer, especially a person with hemiplegia. Functional Electrical Stimulation (FES) is an alternative treatment that has been widely used in rehabilitation strategies for individuals with neurological disorders. The purpose of FES interventions is to enable functional movements by replacing or helping with the activation of an unconscious muscle in someone. FES can improve motor learning and increase the plasticity of the Central Nervous System (CNS). However, FES currently still uses a cable system which is a bit complicated, so it can reduce the convenience and flexibility of the user. From this problem, a research was carried out in the form of a proposal to make FES with a wireless system in which this device consisted of 2 FES wireless hardware that were attached to the thigh segment, shank segment and also the addition of sensors on the heel, toe on the sole of the foot. For communication between the two FES wireless devices will be connected to the bluetooth module (HC05) so as to reduce the use of cable as in FES in general. The designed FES is controlled using a cycle-to-cycle control based on Fuzzy Logic Controller (FLC) which targets 3 muscles in the lower limb, namely the Tibialis Anterior (TA), Gastrocnemius (GC), and Vastus (VA) muscles. Based on the joint angle parameters obtained, FLC effectively plays a role in regulating targeted muscle stimulation. The FLC1 that regulates the Anterior Tibialis muscle (TA) for ankle dorsiflexion movement can be seen from the Maximum Ankle Dorsiflexion at Swing Phase (MADsw) parameter, where an angle after stimulation is obtained ( $108.53 \pm 2.08^\circ$ ), approaching the target angle of  $98^\circ$ . The FLC2 that regulates the Gastrocnemius (GC) muscle for ankle plantarflexion movement can be seen from the Maximum Ankle Plantarflexion at Swing Phase (MAPsw) parameter, where the angle after stimulation is obtained ( $82.85 \pm 5.14^\circ$ ), approaching the target angle of  $82^\circ$ . In FLC3 regulating Vastus (VA) muscles for knee extension movements can be seen from the Maximum Knee Extension at Swing Phase (MKEsw) parameter, where the angle after stimulation is obtained ( $12.69 \pm 1.8^\circ$ ), approaching the target angle of  $14^\circ$ .

*Keywords— stroke, functional electrical stimulation, hemiplegic, fuzzy logic controller, cycle-to-cycle control, gait phase detection*

## KATA PENGANTAR

Segala puji bagi Allah SWT atas segala rahmat-Nya, karena-Nya Tugas Akhir ini dapat berjalan lancar dan selesai tepat pada waktunya. Maksud dan tujuan dari penulisan Tugas Akhir ini adalah untuk memenuhi persyaratan kelulusan program Studi Strata I pada Jurusan Teknik Biomedik di Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Menyadari penyusunan laporan ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, maka pada kesempatan ini penulis menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Kedua orang tua yang telah mendukung, memberi nasehat, saran, serta memberikan fasilitas untuk membantu penyelesaian Tugas Akhir ini.
2. Bapak Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng., selaku dosen pembimbing pertama yang senantiasa membimbing, mengarahkan, serta menginspirasi penulis selama pengerjaan penelitian ini.
3. Bapak Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T., selaku dosen pembimbing kedua yang senantiasa membimbing, mengarahkan, serta membantu penulis selama pengerjaan penelitian ini.
4. Bapak Prof. Dr. Ir. Mohammad Nuh, DEA., selaku dosen wali.
5. Seluruh staf pengajar Teknik Biomedik ITS yang telah membimbing dan memberikan materi perkuliahan kepada penulis.
6. Rekan-rekan Teknik Biomedik angkatan 2015 dan juga pihak-pihak lain yang turut membantu dalam penyelesaian Tugas Akhir ini.

Penulis merasa bahwa dalam menyusun laporan ini masih menemui beberapa kesulitan dan hambatan, disamping itu juga menyadari bahwa penulisan laporan ini masih jauh dari sempurna dan masih banyak kekurangan-kekurangan lainnya, maka dari itu penulis mengharapkan saran dan kritik yang membangun dari semua pihak.

Akhir kata semoga Tugas Akhir ini akan memberikan manfaat bagi penulis maupun bagi pihak-pihak yang sedang membutuhkan.

Surabaya, Desember 2019

Ardhief Rachmana Rahman  
NRP. 0731154000005

## DAFTAR ISI

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR.....	i
ABSTRAK.....	i
ABSTRACT.....	ii
KATA PENGANTAR.....	iii
DAFTAR ISI.....	iv
DAFTAR GAMBAR.....	vii
DAFTAR TABEL.....	xi
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan dan Manfaat Penelitian.....	3
1.5 Kontribusi Penelitian.....	3
1.5.1 Aspek Ilmiah.....	4
1.5.2 Aspek Praktis.....	4
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 <i>Functional Electrical Stimulation (FES)</i> .....	5
2.2 Sistem <i>closed-loop FES</i> .....	5
2.3 Stimulator FES.....	6
2.4 Sistem <i>Musculo-Skeletal</i> .....	7
2.5 Metode Kendali FES.....	7
2.6 <i>Feedback System</i> .....	8
2.7 <i>Hemiplegic Gait</i> .....	10
2.8 Sensor.....	11
2.8.1 Sensor Deteksi Posisi.....	11
2.8.1.1 <i>Accelerometer</i> .....	11
2.8.1.2 <i>Gyroscope</i> .....	12
2.8.2 Sensor Deteksi Fase <i>Gait</i> .....	12
2.9 <i>Fuzzy Logic Controller (FLC)</i> .....	13
2.10 Rangkaian <i>Boost Converter</i> .....	14
2.11 Rasional.....	16
BAB 3 PERANCANGAN SISTEM.....	18
3.1 Diagram Blok Sistem <i>Wireless FES</i> .....	18
3.2 Penempatan Modul dan Elektroda.....	20



3.3 Perancangan <i>Hardware</i> .....	21
3.3.1 Perancangan <i>Electrical Stimulator</i> .....	21
3.3.1.1 Rangkaian <i>Power Supply</i> .....	22
3.3.1.2 Rangkaian <i>Boost Converter</i> .....	22
3.3.1.3 Rangkaian <i>Pulse Generator</i> .....	24
3.3.1.4 Rangkaian <i>Driver Channel</i> .....	24
3.3.1.5 Rangkaian FES Keseluruhan.....	25
3.3.2 Perancangan Sistem Sensor.....	25
3.3.2.1 Sensor Deteksi Sudut.....	26
3.3.2.1.1 <i>Accelerometer</i> ADXL335.....	27
3.3.2.1.2 <i>Gyroscope</i> ENC-03RC.....	28
3.3.2.1.3 Pemilihan Sumbu <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	28
3.3.2.1 Sensor Deteksi Fase <i>Gait</i> .....	30
3.3.3 Rangkaian Keseluruhan Modul.....	30
3.3.3.1 Modul Master.....	31
3.3.3.2 Modul Slave dan <i>Gait</i> sensor.....	31
3.3.3 Integrasi Keseluruhan Sistem <i>Hardware</i> .....	33
3.4 Perancangan <i>Software</i> .....	34
3.4.1 <i>Software</i> Pada Mikrokontroler.....	34
3.4.2 Perhitungan Persamaan <i>Lower Limb Joint Angle</i> .....	34
3.4.3 Pengukuran <i>Lower Limb Joint Angle</i> .....	35
3.4.3.1 <i>Digital Filter Low Pass Filter 2nd order</i> dan <i>Kalman Filter</i> .....	35
3.4.4 <i>Fuzzy Logic Controller</i> .....	37
3.4 Perancangan Sistem <i>Wireless</i> .....	38
BAB 4 PENGUJIAN SISTEM.....	40
4.1 Pengujian <i>Electrical Stimulator</i> .....	40
4.1.1 Pengujian Rangkaian <i>Boost Converter</i> .....	40
4.1.2 Pengujian Rangkaian <i>Pulse Generator</i> .....	40
4.1.3 Pengujian Rangkaian <i>Driver Channel</i> .....	41
4.1.4 Pengujian Awal <i>Electrical Stimulator</i> pada <i>Tibialis Anterior</i> .....	43
4.2 Pengujian Sistem Sensor.....	43
4.2.1 Pengujian Sensor FSR.....	43
4.2.2 Pengujian Respon <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	43
4.2.3 Pengaruh <i>Pre-processing</i> ( LPF 4Hz ) Terhadap Respon <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	44
4.2.4 Pengujian Kalibrasi Sensor <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> dengan <i>kalman filter</i> Menggunakan Kaki Buatan.....	44
4.2.5 Pengujian Pengukuran <i>Tilt Angle</i> pada Sensor <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i>	

dengan <i>Kalman Filter</i>	45
4.2.6 Pengujian Pengukuran <i>Lower Limb Joint Angle</i> dengan Sensor <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	45
4.2.7 Pengujian Pengukuran <i>Lower Limb Joint Angle</i> pada Siklus <i>Gait</i> .....	45
4.3 Pengujian Gabungan <i>Electrical Stimulator</i> dengan Sistem Sensor.....	46
4.3.1 Pengujian dengan Subjek Kondisi Duduk pada Otot <i>Vastus</i> .....	46
4.3.2 Pengujian Sistem <i>Close-loop</i> FES dengan Subjek Kondisi Berjalan.....	46
BAB 5 HASIL DAN PEMBAHASAN.....	47
5.1 Pengujian <i>Electrical Stimulator</i> .....	47
5.1.1 Pengujian Rangkaian <i>Boost Converter</i> .....	47
5.1.2 Pengujian Rangkaian <i>Pulse Generator</i> .....	49
5.1.3 Pengujian Rangkaian <i>Driver Channel</i> .....	52
5.1.4 Pengujian Awal <i>Electrical Stimulator</i> pada <i>Tibialis Anterior</i> .....	54
5.2 Pengujian Sistem Sensor.....	55
5.2.1 Pengujian Sensor FSR.....	55
5.2.2 Pengujian Respon <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	56
5.2.3 Pengaruh <i>Pre-processing</i> ( LPF 4Hz) Terhadap Respon <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	57
5.2.4 Pengujian Kalibrasi Sensor <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> dengan <i>kalman filter</i> Menggunakan Kaki Buatan.....	58
5.2.5 Pengujian Pengukuran <i>Tilt Angle</i> Sensor <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> dengan <i>Kalman Filter</i> .....	59
5.2.6 Pengujian Pengukuran <i>Lower Limb Joint Angle</i> dengan Sensor <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	60
5.2.7 Pengujian Pengukuran <i>Lower Limb Joint Angle</i> pada Siklus <i>gait</i> .....	61
5.3 Pengujian Gabungan <i>Electrical Stimulator</i> dengan Sistem Sensor.....	68
5.3.1 Pengujian dengan Subjek Kondisi Duduk pada Otot <i>Vastus</i> .....	68
5.3.2 Pengujian Sistem <i>Close-loop</i> FES dengan Subjek Kondisi Berjalan.....	69
BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN.....	77
6.1 Kesimpulan.....	77
6.2 Saran.....	77
DAFTAR PUSTAKA.....	79
LAMPIRAN A.....	81
LAMPIRAN B.....	82
BIODATA PENULIS.....	83

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Ilustrasi penggunaan FES (Cheryl dan Milos, 2008) .....	6
Gambar 2.2	Diagram blok dari sistem <i>closed-loop</i> FES terinduksi <i>gait</i> (Fauzan dkk, 2015) .....	7
Gambar 2.3	Diagram konseptual <i>cycle-to-cycle control</i> (Watanabe dkk, 2008) .....	8
Gambar 2.4	Keluaran sensor FSR untuk deteksi fase <i>gait</i> .....	9
Gambar 2.5	Diagram sistem <i>wireless embedded sensors</i> untuk mengukur parameter <i>gait</i> (Benedictus dkk, 2012) .....	10
Gambar 2.6	Rangkaian dasar <i>boost converter non insulated</i> (Fauzan dkk, 2015) .....	14
Gambar 2.7	Realisasi saklar menggunakan kombinasi transistor dan dioda (Fauzan dkk, 2015) .....	15
Gambar 2.8	<i>Fishbone</i> diagram penelitian .....	17
Gambar 3.1	Diagram blok sistem FES .....	18
Gambar 3.2	Struktur dari <i>fuzzy controller</i> dengan parameter pengaturan berdasarkan pada model fuzzy (Arifin dkk, 2006) .....	20
Gambar 3.3	Posisi pemasangan perangkat <i>wireless</i> FES pada tubuh ....	21
Gambar 3.4	Otot target peletakan elektroda .....	22
Gambar 3.5	Bentuk sinyal keluaran rangkaian <i>electrical stimulator</i> (Fauzan dkk, 2015) .....	22
Gambar 3.6	Diagram blok rangkaian <i>electrical stimulator</i> .....	23
Gambar 3.7	Rangkaian <i>boost converter</i> .....	24
Gambar 3.8	Rangkaian <i>pulse generator</i> .....	24
Gambar 3.9	Rangkaian <i>driver channel</i> .....	25
Gambar 3.10	Rangkaian FES keseluruhan .....	26
Gambar 3.11	Vektor akselerasi statis ADXL335 .....	27
Gambar 3.12	Perhitungan sudut <i>tilt</i> menggunakan 2 sumbu .....	28
Gambar 3.13	Kombinasi sumbu dan arah vektor <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> pada sensor IMU .....	28
Gambar 3.14	Penempatan sensor pada segmen <i>thigh</i> dan <i>shank</i> .....	29
Gambar 3.15	Penempatan sensor pada segmen <i>foot</i> .....	29
Gambar 3.16	Sensor FSR <i>interlink</i> 402 .....	30
Gambar 3.17	Rangkaian pengubah arus FSR ke tegangan dengan referensi...31	
Gambar 3.18	Modul <i>master</i> pada segmen <i>thigh</i> .....	32
Gambar 3.19	Modul <i>slave</i> pada segmen <i>shank</i> .....	32
Gambar 3.20	Rangkaian modul <i>master</i> dan <i>slave</i> pada <i>black box</i> .....	33
Gambar 3.21	Pemasangan seluruh sistem <i>hardware</i> .....	33
Gambar 3.22	Perhitungan <i>knee</i> dan <i>ankle joint</i> .....	36
Gambar 3.23	<i>Stimulation schedule</i> untuk setiap otot target .....	39

Gambar 4.1	Pengujian rangkaian <i>boos converter</i> .....	41
Gambar 4.2	Pengujian rangkaian <i>pulse generator</i> .....	41
Gambar 4.3	Pengujian rangkaian <i>driver channel</i> .....	42
Gambar 4.4	Rangkaian monitor arus <i>driver channel</i> .....	42
Gambar 5.1	Hasil pembangkitan sinyal PWM1 20 KHz; <i>duty cycle</i> 10% (atas) dan output <i>boost converter</i> (bawah) .....	47
Gambar 5.2	Ouput rangkaian <i>boost converter</i> (V) dengan parameter PWM1 berubah-ubah .....	49
Gambar 5.3	Hasil pembangkitan sinyal PWM2 20Hz; <i>duty cycle</i> 98% (atas) dan output <i>pulse generator</i> (bawah) .....	50
Gambar 5.4	Ouput rangkaian <i>pulse generator</i> (V) dengan parameter PWM1 berubah-ubah .....	51
Gambar 5.5	Output <i>driver channel</i> logika 0 (atas), dan logika 1 (bawah) ....	52
Gambar 5.6	Output <i>driver channel</i> sebelum (atas), dan setelah (bawah) melewati beban 10 K .....	53
Gambar 5.7	Pengujian <i>electrical stimulator</i> pada <i>tibialis anterior</i> ....	54
Gambar 5.8	Data sensor FSR subjek berjalan normal tanpa filter (atas) dan dengan filter (bawah) sebelum kalibrasi (a) dan setelah kalibrasi (b) .....	56
Gambar 5.9	Respon sensor <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> kondisi diam (atas) dan digerakkan (bawah) .....	57
Gambar 5.10	Respon sensor <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> dengan filter LPF 4Hz kondisi diam (atas) dan digerakkan (bawah) ....	58
Gambar 5.11	Uji kalibrasi sensor posisi diam 0°(a), <i>knee joint</i> bergerak (b), dan <i>ankle joint</i> bergerak(c) .....	59
Gambar 5.12	Perbandingan nilai <i>measurment accelerometer</i> , <i>gyroscope</i> dan <i>kalman filter</i> pada subjek berjalan normal .....	60
Gambar 5.13	Gerak <i>flexion</i> dan <i>extension</i> pada <i>knee joint</i> (atas) dan <i>ankle joint</i> (bawah ) kondisi berdiri .....	61
Gambar 5.14	<i>Knee joint</i> (atas) dan <i>ankle joint</i> (bawah ) kondisi subjek berjalan lurus .....	61
Gambar 5.15	Deteksi <i>gait event</i> (garis hijau ) meliputi <i>stance</i> <i>phase</i> (> 25 N) dan <i>swing phase</i> (< 25 N) pada hasil FSR, <i>knee joint</i> dan <i>ankle joint</i> untuk orang berjalan normal ....	62
Gambar 5.16	Deteksi <i>gait event</i> (garis hijau ) meliputi <i>stance</i> <i>phase</i> (> 25 N) dan <i>swing phase</i> (< 25 N) pada hasil FSR, <i>knee joint</i> dan <i>ankle joint</i> untuk orang berjalan <i>foot drop</i> ....	63
Gambar 5.17	Sebaran <i>gait event</i> orang berjalan lurus normal .....	64
Gambar 5.18	Sebaran <i>gait event</i> orang berjalan <i>foot drop</i> .....	65
Gambar 5.19	Contoh data 1 <i>cycle</i> saat orang berjalan lurus normal (kiri) dan orang berjalan secara <i>foot drop</i> (kanan) .....	65

Gambar 5.20	Deteksi fase <i>gait</i> (garis hijau) dengan Subjek berjalan lurus secara <i>foot drop</i> yang distimulasi dengan <i>close-loop</i> FES	.....70
Gambar 5.21	Sebaran <i>gait event</i> dengan Subjek berjalan lurus secara <i>foot drop</i> yang distimulasi dengan <i>close-loop</i> FES	....70
Gambar 5.22	Perbandingan data 1 siklus saat Subjek berjalan secara <i>foot drop</i> (kiri) dan berjalan secara <i>foot drop</i> yang distimulasi FES (kanan)	.....71
Gambar 5.23	Sudut <i>ankle joint</i> pada stimulasi otot <i>tibialis anterior</i> (TA) pada tiap siklus	.....73
Gambar 5.24	Sudut <i>ankle joint</i> pada stimulasi otot <i>Gastrocnemius</i> (GC) pada tiap siklus	.....73
Gambar 5.25	Sudut <i>knee joint</i> pada stimulasi otot <i>Vastus</i> (VA) pada tiap siklus	.....74
Gambar 5.26	<i>stimulation burst duration</i> pada otot TA tiap <i>cycle</i>	.....74
Gambar 5.27	<i>stimulation burst duration</i> pada otot GC tiap <i>cycle</i>	.....75
Gambar 5.28	<i>stimulation burst duration</i> pada otot VA tiap <i>cycle</i>	.....75

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Fungsi otot pada bagian <i>lower limb</i> .....	7
Tabel 3.1 Fuzy Linguistic Term.....	37
Tabel 3.2 Fuzzy Rule untuk FLC.....	38
Tabel 5.1 Ouput rangkaian boost converter (V) ; Ket : (Nr) = no ringing , (R) = ringing.....	48
Tabel 5.2 Ouput rangkaian pulse generator (V).....	51
Tabel 5.3 Pengujian monitor arus.....	53
Tabel 5.4 Pengujian electrical stimulator pada tibialis anterior.....	54
Tabel 5.5 Rentang sudut <i>knee</i> dan <i>ankle joint</i> pada gerak <i>extension</i> dan <i>flexion</i> ..	60
Tabel 5.6 Rentang sudut <i>knee</i> dan <i>ankle joint</i> pada gerak <i>extension</i> dan <i>flexion</i> pada saat berjalan.....	61
Tabel 5.7 <i>Temporal parameter</i> orang berjalan lurus normal dan berjalan secara <i>foot drop</i> .....	66
Tabel 5.8 <i>Knee joint angle</i> parameter orang berjalan lurus normal dan secara <i>foot</i> <i>drop</i> .....	67
Tabel 5.9 <i>Ankle joint angle</i> parameter orang berjalan lurus normal dan secara <i>foot</i> <i>drop</i> .....	67
Tabel 5.10 Sudut yang dihasilkan dengan perubahan parameter PWM1.....	69
Tabel 5.11 Perbandingan temporal parameter Subjek berjalan lurus normal, secara <i>foot drop</i> , dan secara <i>foot drop</i> yang distimulasi FES.....	71
Tabel 5.12 Perbandingan <i>knee joint angle parameter</i> Subjek berjalan lurus normal, secara <i>foot drop</i> , dan secara <i>foot drop</i> yang distimulasi FES.....	72
Tabel 5.13 Perbandingan <i>ankle joint angle</i> parameter Subjek berjalan lurus normal, secara <i>foot drop</i> , dan secara <i>foot drop</i> yang distimulasi FES.....	72
Tabel 5.14 <i>Settling Index</i> yang dihasilkan oleh FLC pada keseluruhan hasil <i>trial</i>	76

# BAB 1 PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

*Stroke* merupakan salah satu penyakit berbahaya di dunia. Berdasarkan data dari WHO tahun 2015, *stroke* merupakan penyakit nomor 2 paling banyak menyebabkan kematian setelah penyakit jantung. Sedangkan di Indonesia sendiri, *stroke* merupakan penyakit yang paling banyak menyebabkan kematian berdasarkan data dari Balitbangkes Kemenkes RI tahun 2014. *Stroke* merupakan salah satu penyebab kelumpuhan. Untuk anggota gerak bagian bawah (*lower limbs*), gangguan pada fungsi motorik akibat *stroke* maupun *Spinal Cord Injury* (SCI) akan menyebabkan performansi gaya berjalan (*gait*) berkurang secara signifikan (Bohannon dkk, 1995).

*Functional Electrical Stimulation* (FES) adalah salah satu *treatment* alternatif yang telah banyak digunakan dalam strategi rehabilitasi untuk individu dengan gangguan neurologis. Tujuan intervensi FES adalah untuk memungkinkan gerakan fungsional dengan mengganti atau membantu dengan aktivasi otot tidak sadar pada seseorang. Dibandingkan dengan fisioterapi konvensional, FES dapat meningkatkan pembelajaran motorik dan meningkatkan plastisitas *Centre Nervous System* (CNS) (Lin dkk, 2010). Dengan menggunakan FES, performansi *gait* dapat diperbaiki dengan cara mengontrol fase berayun (*swing phase*) *gait* dan mencegah jatuhnya kaki secara tiba-tiba pada lantai (*foot drop*) (Jones dkk, 1997; Lyons dkk, 2002).

Restorasi anggota gerak menggunakan FES bisa dilakukan secara *open-loop* maupun *closed-loop*. Pada sistem *open-loop* FES, pengaturan durasi stimulasi oleh kontroler tidak melihat pada perubahan sistem *musculo-skeletal* seperti tingkat kelelahan otot (*fatigue*) dan perubahan gerakan yang terjadi. Artinya, sinyal stimulasi yang diberikan ke otot masih menggunakan sistem yang *ditrigger* secara manual. Oleh karena itu, pada umumnya kebanyakan pada level klinis masih menerapkan sistem *open-loop* FES karena kemudahannya (Azman dkk, 2012). Berangkat dari kelemahan yang diberikan sistem *open-loop* FES, para peneliti menambahkan *feedback system* untuk memonitor dan menganalisa performansi dari sistem *musculo-skeletal*. Dengan adanya *feedback system*, kontroler dapat menyesuaikan pemberian durasi stimulasi berdasarkan performansi dari sistem *musculo-skeletal*. *Feedback system* bisa direalisasikan menggunakan sensor yang dapat mengukur parameter yang merepresentasikan performansi dari sistem *musculo-skeletal*. Sistem ini dikenal dengan sistem *closed-loop* FES (Fauzan dkk, 2015)

Untuk mendesain sistem *closed-loop* FES pada *multi joint movement* dengan *Fuzzy Logic Controller* (FLC) dapat diwujudkan dengan mengembangkan metode praktis *cycle to cycle*. (Arifin dkk, 2006). Penggunaan metode *cycle to*

*cycle* ini, cocok digunakan untuk *multi joint movement* dibanding dengan *trajectory-based control* yang hanya terbatas pada *single joint* (Kubo dkk, 1988).

Kebanyakan FES yang ada saat ini hanya bisa digunakan dalam ruangan atau lingkungan tertentu saja . Sedangkan untuk menambah motivasi bagi para penderita *stroke* untuk melakukan terapi, dengan melakukan terapi diluar ruangan akan memberi mereka motivasi lebih untuk menjalani proses terapi. Salah satu caranya yaitu dengan membuat FES yang nirkabel sehingga tidak mengurangi kenyamanan dan menambah fleksibilitas ketika digunakan. Dengan adanya *wireless* FES ini, para penderita dapat melakukan terapi dengan FES sekaligus terapi rehabilitasi konvensional secara langsung.

Pada penelitian ini *Wireless* FES yang ingin saya kembangkan dibagi menjadi 2 *hardware* yang dipasangkan pada segmen *thigh* dan segmen *shank*, serta penambahan sensor pada bagian *heel toe*. Sedangkan controller yang akan digunakan menggunakan *Fuzzy Logic Control* (FLC) dengan metode *cycle to cycle*. *Wireless* FES yang dibuat nantinya bisa digunakan untuk pengukuran gerakan manusia dan rehabilitasi kemampuan berjalan. Sistem yang dikembangkan mencakup sistem komunikasi antara *hardware* FES agar dapat diterapkan secara *wireless* sedangkan untuk sistem sensor juga stimulator listrik yang digunakan, berdasarkan dari hasil penelitian oleh Fauzan, tahun 2015. Sistem sensor dapat digunakan untuk mengukur informasi gerakan (sudut sendi) pada *lower limb* dan juga dilengkapi dengan sensor untuk mendeteksi fase *gait*. Sensor yang digunakan untuk mengukur sudut sendi adalah sensor inersia (kombinasi *gyroscope* dan *accelerometer*) dan untuk mendeteksi fase *gait* adalah *force sensitive resistor* (FSR).

## 1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan, maka diperoleh rumusan masalah mengenai bagaimana mendesain sistem *wireless* FES yang nyaman dan praktis untuk membantu proses restorasi kelumpuhan anggota gerak lower limb ketika digunakan. Pada umumnya penggunaan FES dengan sistem kabel dapat mengurangi fleksibilitas dari penggunaannya. Penggunaan *wireless* FES pada proses terapi atau rehabilitasi dapat mengurangi atau meminimalisir penggunaan kabel

Hal selanjutnya yang menjadi pertimbangan yaitu penerapan *Fuzzy Logic Control* (FLC) *controller* dengan metode *cycle to cycle*. untuk membuat sebuah *closed-loop system* FES. Metode *cycle to cycle control* untuk sistem *closed-loop* FES yang direalisasikan dengan *fuzzy controller* memberikan hasil yang baik dan dapat dipertimbangkan untuk diuji secara klinis.

Pertimbangan terakhir dari penelitian ini yaitu mengenai penentuan jumlah *channel* FES berdasarkan jumlah target otot serta otot apa saja yang berperan dalam proses berjalan pada manusia.



### **1.3 Batasan Masalah**

Batasan masalah dari penelitian tugas akhir ini yaitu dengan penggunaan *wireless* FES berdasarkan *input* berupa *angle joint* yang ditangkap oleh sensor inersia (*accelerometer* dan *gyroscope*) dan deteksi fase *gait* menggunakan *Force Sensing Resistor* (FSR) sehingga tidak melihat fisik berupa berat badan ataupun tinggi dari subjek nantinya. Dan penggunaan *wireless* FES untuk rehabilitasi otot motorik pada anggota gerak bagian bawah sehingga hanya memerhatikan perubahan kondisi dari *lower limb* tanpa melihat perubahan gerakan atau kondisi tubuh lain

### **1.4 Tujuan dan Manfaat Penelitian**

Tujuan dari penelitian ini adalah dapat mendesain sistem *wireless* FES yang nyaman dan praktis untuk membantu proses restorasi kelumpuhan anggota gerak *lower limb* ketika digunakan. Sehingga nantinya penggunaan *wireless* FES ini lebih dapat memberikan kenyamanan serta fleksibilitas untuk penggunanya Tujuan berikutnya ialah dengan penerapan *Fuzzy Logic Control* (FLC) *controller* dengan metode *cycle to cycle*. untuk membuat sebuah *closed-loop system* FES yang dimana penggunaan FLC dengan metode *cycle to cycle* memberikan hasil yang baik dan dipertimbangkan secara klinis. Sehingga nantinya dapat memberikan manfaat lebih bagi pengguna karena keakuratan *controller* serta metodenya.

Manfaat yang ingin dicapai dalam penelitian ini meliputi aspek teoritis dan aspek praktis. Manfaat dalam aspek teoritis yang diharapkan adalah dapat menambah wawasan dan pengetahuan ilmiah yang berkaitan dengan teknologi rehabilitasi yang berfungsi untuk memperbaiki atau mengembalikan fungsi anggota tubuh yang mengalami disabilitas, khususnya pada bagian *lower limb* untuk gerakan berjalan. Manfaat dalam aspek praktis yang diharapkan adalah dapat memberikan manfaat bagi penderita hemiplegia dengan cara meningkatkan kualitas hidup mereka agar setidaknya bisa kembali melakukan aktivitas seperti sedia kala.

### **1.5 Kontribusi Penelitian**

Kontribusi dari penelitian ini meliputi aspek ilmiah dan praktis. Aspek ilmiah yang dimaksud berkaitan dengan hal-hal yang berhubungan dengan studi dari penelitian yang dilakukan. Aspek kedua yaitu aspek paraktik yang berkaitan dengan pengaplikasian atau penerapan dari penelitian yang sedang dilakukan.

### **1.5.1 Aspek Ilmiah**

Aspek ilmiah yang ingin dicapai dari penelitian ini yaitu dapat membantu dan memberi kontribusi dalam perkembangan teknologi yang telah berkembang pesat saat ini. Penelitian ini juga diharapkan dapat memperkaya pengetahuan mengenai pengembangan metode rehabilitasi orang yang mengalami hemiplegia pada bagian *lower limb*. Penelitian merupakan pengembangan juga pembaharuan dari penelitian yang menjadi sumber referensi dari Tugas Akhir ini. Serta apabila rencana dari pengembangan alat ini telah mencapai target dari penelitian, diharapkan dapat menjadi referensi atau sumber baru bagi penelitian berikutnya.

### **1.5.2 Aspek Praktis**

Aspek praktis yang ingin dicapai dari penelitian ini diharapkan dalam penelitian ini meliputi sektor pemerintah, sektor swasta, dan sektor publik (masyarakat). Kontribusi praktis yang bagi pemerintah adalah dapat mendukung program pemerintah untuk meningkatkan kualitas hidup masyarakat, khususnya pada bidang kesehatan. Kontribusi praktis bagi pihak swasta adalah dapat memberikan peluang pengembangan teknologi rehabilitasi, khususnya teknologi yang berkaitan dengan rehabilitasi bagi penderita hemiplegia pada bagian *lower limb*. Kontribusi praktis bagi masyarakat adalah dapat membantu meningkatkan kualitas hidup orang yang mengalami disabilitas dengan merehabilitasi bagian tubuh yang mengalami disabilitas.

## BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 *Functional Electrical Stimulation (FES)*

*Functional Electrical Stimulation (FES)* adalah salah satu *treatment* alternatif yang telah banyak digunakan dalam strategi rehabilitasi untuk individu dengan gangguan neurologis. Tujuan intervensi FES adalah untuk memungkinkan gerakan fungsional dengan mengganti atau membantu dengan aktivasi otot tidak sadar pada seseorang. Dibandingkan dengan fisioterapi konvensional, FES dapat meningkatkan pembelajaran motorik dan meningkatkan plastisitas *Centre Nervous System (CNS)* (Lin dkk, 2010). Dengan menggunakan FES, performansi *gait* dapat diperbaiki dengan cara mengontrol fase berayun (*swing phase*) *gait* dan mencegah jatuhnya kaki secara tiba-tiba pada lantai (*foot drop*) (Jones dkk, 1997; Lyons dkk, 2002).

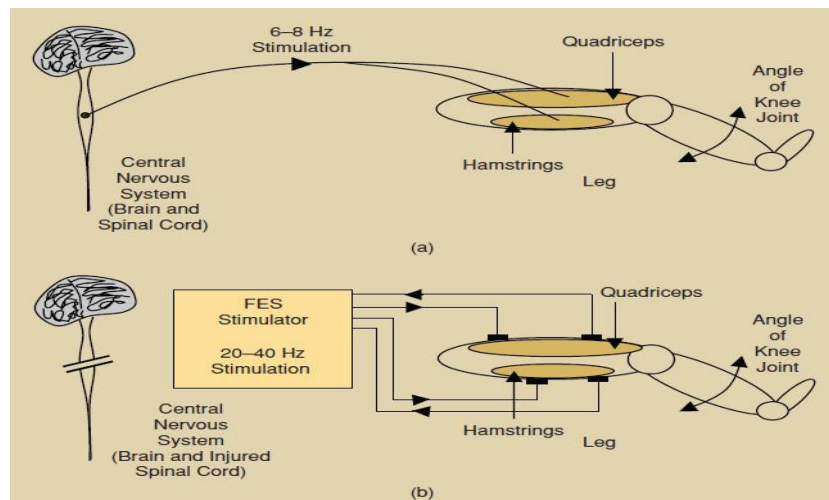
Seorang pasien pasca *stroke* atau pasien dengan *Spinal Cord Injury (SCI)* akan mengalami disfungsi di sebagian atau semua anggota gerak. Hal ini disebabkan melemahnya atau terputusnya sinyal-sinyal yang dikirim oleh otak melalui sistem saraf tulang belakang menuju otot pada anggota gerak. Anggota gerak tersebut akan mengalami kelumpuhan permanen apabila tidak segera diobati atau dirangsang untuk dapat berfungsi (Hubli dkk, 2012).

Pada Gambar 2.1 diberikan ilustrasi penggunaan FES untuk restorasi anggota gerak bagian bawah. Pada orang normal dimana sistem saraf pusatnya masih berfungsi dengan baik mampu mengirimkan sinyal-sinyal perintah dari otak melalui sistem saraf pada tulang belakang menuju otot. Otot akan berkontraksi dan menghasilkan torsi pada sendi sehingga terjadi gerakan (Gambar 2.1 (a)). Ketika terjadi kerusakan sistem saraf pada tulang belakang, sinyal-sinyal perintah dari otak menuju otot akan hilang atau terputus. Hilangnya sinyal perintah dari otak menuju otot dapat diatasi dengan menggantikan sinyal perintah tersebut dengan sinyal stimulasi elektrik buatan (*artificial electrical signal*) yang diaplikasikan pada otot (Gambar 2.1 (b)).

### 2.2 *Sistem closed-loop FES*

Restorasi anggota gerak menggunakan FES bisa dilakukan secara *open-loop* maupun *closed-loop*. Pada sistem *open-loop* FES, pengaturan durasi stimulasi oleh *controller* tidak melihat pada perubahan sistem *musculo-skeletal* seperti tingkat kelelahan otot (*fatigue*) dan perubahan gerakan yang terjadi. Artinya, sinyal stimulasi yang diberikan ke otot masih menggunakan sistem yang *trigger* secara manual. Oleh karena itu, pada umumnya kebanyakan pada level klinis masih menerapkan sistem *open-loop* FES karena kemudahannya (Azman dkk, 2012).

Berangkat dari kelemahan yang diberikan sistem *open-loop* FES, para peneliti menambahkan *feedback system* untuk memonitor dan menganalisa performansi dari sistem *musculo-skeletal*. Dengan adanya *feedback system*,



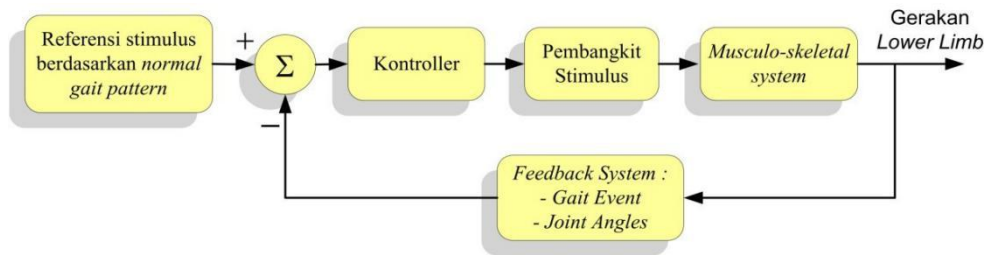
Gambar 2.1. Ilustrasi penggunaan FES (Cheryl dan Milos, 2008)

*controller* dapat menyesuaikan pemberian durasi stimulasi berdasarkan performansi dari sistem *musculo-skeletal*. *Feedback system* bisa direalisasikan menggunakan sensor yang dapat mengukur parameter yang merepresentasikan performansi dari sistem *musculo-skeletal*. Sistem ini dikenal dengan sistem *closed-loop* FES (Fauzan dkk, 2015). Sistem *closed-loop* FES yang digunakan untuk merestorasi gerakan berjalan pada pasien yang mengalami kelumpuhan anggota gerak bagian bawahnya lebih dikenal nama sistem *closed-loop* FES terinduksi *gait*. Diagram blok dari sistem *closed-loop* FES terinduksi *gait* secara umum ditunjukkan pada Gambar 2.2

### 2.3 Stimulator FES

Stimulasi listrik pada pengguna FES melibatkan induksi arus di motor neuron untuk menghasilkan kontraksi otot. Pada umumnya memiliki spesifikasi frekuensi 20 – 40 Hz, amplitudo arus 0 – 120 mA, dan durasi pulsa 0 – 300  $\mu$ S (Cheryl dan Milos, 2008). Maksimal amplitudo arus biasanya dibatasi sampai 70 mA agar tidak terjadi iritasi pada kulit. Namun, pembatasan ini bisa berbeda-beda untuk setiap sistem FES tergantung dari impedansi kulit dari pasien dimana impedansi kulit manusia memiliki range 1 K $\Omega$  - 10 K $\Omega$  (Fauzan dkk, 2015).

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh Fauzan sebelumnya, parameter dari sinyal stimulasi yang digunakan dalam penelitian ini dipilih menggunakan frekuensi dan lebar pulsa yang tetap yaitu 20 Hz dan 200 us dengan amplitude yang dapat diatur menyesuaikan kondisi tubuh pasien. Pertimbangan parameter tersebut memperhatikan gaya otot yang dihasilkan serta tingkat kelelahan otot (*fatigue*) Dengan parameter tersebut, gaya otot dapat dihasilkan secara berulang dengan mengatur jumlah pulsa stimulasi (*burst duration*) setiap aktivasi tergantung pada target besar sudut persendian. Selain itu, dalam pembuatan FES perlu diperhatikan *duty cycle* pulsa FES. Hal ini disebabkan frekuensi tinggi dengan *duty cycle* yang juga tinggi akan mempercepat kelelahan



**Gambar 2.2.** Diagram blok dari sistem *closed-loop* FES terinduksi *gait*.(Fauzan dkk, 2015)

(*fatigue*) pada otot, namun jika terlalu rendah akan mengakibatkan pergerakan otot yang tidak optimal.

#### 2.4 Sistem *Musculo-Skeletal*

Sistem *musculo-skeletal* pada manusia berfungsi untuk menjaga posisi tubuh dan berfungsi untuk menghasilkan gerakan. Gerakan manusia dihasilkan oleh kontraksi otot yang menghasilkan gaya yang cukup untuk menggerakkan organ-organ gerak. Otot skeletal melekat pada tulang secara langsung atau dengan bantuan tendon. Kontraksi otot disebabkan adanya sinyal yang dikirim oleh otak melalui sistem saraf melalui motor neuron. Setiap motor neuron dan serabut otot membentuk sebuah motor unit. Setiap otot terdiri dari beberapa motor unit dengan tipe serabut otot yang berbeda. Setiap motor neuron berfungsi menerima sinyal pulsa tunggal yang menghasilkan kontraksi pada motor unit tunggal. Sehingga, untuk menghasilkan kontraksi pada semua motor unit dibutuhkan sederetan pulsa yang dikirim dari otak (Cheryl dan Milos, 2008). Pada *lower limb* terdiri dari beberapa otot dengan fungsinya masing-masing yang dapat dilihat pada Tabel 2.1.

#### 2.5 Metode Kendali FES

Beberapa metode kendali FES juga telah banyak diteliti. Pencarian metode kendali untuk FES *gait* yang efektif melibatkan dua metoda kendali yakni *trajectory-based control* dan *cycle-to-cycle control*. *Trajectory-based control*, walau dapat dibuktikan stabil (Kubo dkk, 1988), namun itu terbatas untuk pengendalian *single-joint (knee joint control)*.

**Tabel 2.1** Fungsi otot pada bagian lower limb

Muscle(s)	Function(s)
Iliopsoas	Hip flexion
Biceps femoris short head	Knee flexion
Biceps femoris long head	Knee flexion
	Hip extension
Vastus muscles	Knee extension

Rectus femoris	Knee estension
	Hip flexion
Gastrocnemius medialis	Ankle plantarflexion
	Knee flexion
Tibialis anterior	Ankle dorsiflexion
Soleus	Ankle plantarflexion

Metode *cycle-to-cycle control* adalah salah satu metode alternatif yang dapat digunakan pada sistem *closed-loop* FES. Beberapa penelitian *tentang cycle-to-cycle control* yang telah dilakukan uji eksperimental (Arifin, 2006; Hendi dkk, 2009; Naoto dkk, 2011), menyebutkan bahwa metode *cycle to cycle control* untuk sistem *closed-loop* FES yang direalisasikan dengan *fuzzy controller* memberikan hasil yang baik dan dapat dipertimbangkan untuk diuji secara klinis.

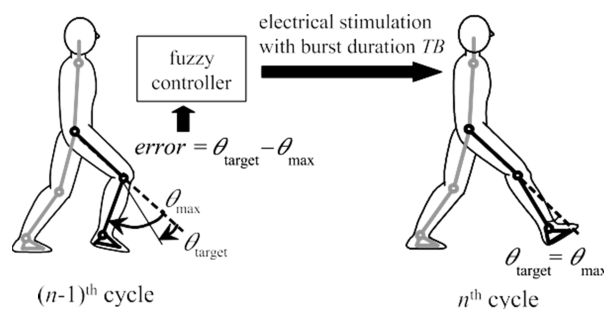
Secara konseptual, diagram *cycle-to-cycle control* sebagai contoh dari pengendalian *maximum knee extension angle* pada kondisi fase *swing* diperlihatkan pada Gambar 2.3. Setiap otot distimulasi dengan pulsa stimulasi yang memiliki amplitude pulsa, lebar pulsa dan frekuensi yang konstan untuk menginduksi gerakan *joint* agar mencapai target *joint angle*. Pulsa stimulasi yang diinduksikan berbentuk *single burst duration*. Besarnya stimulasi yang dihasilkan tergantung *burst duration*  $TB[n]$  yang dinyatakan sebagai berikut,

$$TB[n] = TB[n-1] + \Delta TB[n] \quad (2.1)$$

dimana  $TB[n-1]$  adalah besar *burst duration* pada cycle sebelumnya,  $\Delta TB[n]$  adalah nilai yang dihasilkan oleh controller.

## 2.6 Feedback System

Proses restorasi gerak berjalan manusia bisa dikendalikan dengan berpedoman pada target yang ditentukan oleh metode kendali. Dengan memanfaatkan sensor yang bekerja sebagai *feedback system* untuk mendeteksi

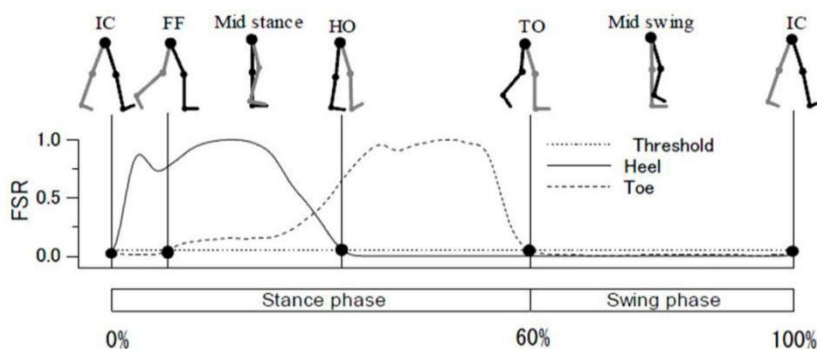


**Gambar 2.3.** Diagram konseptual *cycle-to-cycle control* (Watanabe dkk, 2008).

posisi dari *skeletal system* yang dikendalikan, maka *error* dari sistem kendali dapat ditentukan dan digunakan untuk meng-*update* parameter stimulasi listrik dari stimulator. Dengan demikian gerakan yang dihasilkan dapat mengikuti target yang ditentukan. Oleh karena itu, pemilihan parameter sebagai representasi performansi gait harus dipertimbangkan dengan tepat dan baik karena akan menentukan sistem FES yang akan dikembangkan. Parameter tersebut juga akan menentukan jenis sensor yang akan digunakan. Untuk keperluan pengembangan perangkat *wearable* untuk sistem *closed-loop* FES terinduksi *gait*, bisa digunakan minimal 2 parameter gait yaitu fase *gait* dan sudut persendian tungkai bawah sebagai *feedback system* (Benedictus dkk, 2012).

Siklus *gait* adalah urutan satu peristiwa antara dua kontak awal berturut-turut pada ekstremitas yang sama. Sebuah siklus *gait* tunggal terdeteksi antara dua peristiwa kontak kaki dengan tanah yang berurutan pada kaki yang sama. Sinyal kontak antara kaki dan tanah bisa digunakan untuk menentukan fase *gait*. Fase *gait* dapat dibagi menjadi 2 fase yaitu fase berdiri (*stance phase*), kaki menyentuh tanah dan fase berayun (*swing phase*), dimana kaki tidak lagi kontak dengan tanah. Untuk mendapatkan data fase *gait* mulai dari awal kaki menyentuh tanah, dilanjutkan dengan fase berayun sampai kaki menyentuh tanah lagi (siklus berjalan) bisa dilakukan dengan beberapa metode. Diantaranya menggunakan *force sensing resistor* (FSR) yang diletakan pada tumit (*heel*) dan ujung telapak kaki (*toe*) subyek normal, dan didapat fase dan even gaya berdasar respon FSR terhadap kontak *heel* dan *toe* pada tanah seperti pada Gambar 2.4 (Benedictus dkk, 2012). Pendeteksian fase *gait* juga bisa dilakukan dengan menggunakan *accelerometer* dan *gyroscope* (Nauto dkk, 2011). Namun pada implementasinya membutuhkan perhitungan matematis yang rumit dan intepretasi data yang agak sulit. Penggunaan FSR bisa menjadi pilihan utama untuk pengembangan perangkat *wireless* FES karena realisasinya yang cukup mudah dan murah.

Parameter kedua yang bisa dijadikan *feedback* yaitu sudut persendian tungkai bawah (*lower limb joint angles*). Terdapat tiga sudut yang diperlukan yaitu sudut *hip*, *knee* dan *ankle*. Sudut pinggang (*hip joint angle*) dapat diukur antara *pelvis* (pinggul) dan *femur*, dan didefinisikan sebagai 0° pada saat tubuh



**Gambar 2.4.** Keluaran sensor FSR untuk deteksi fase *gait*.

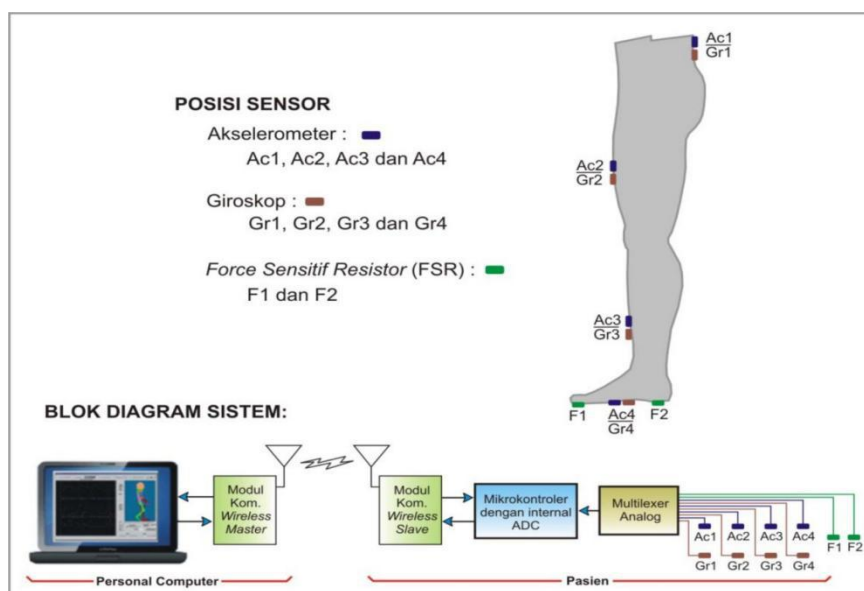
posisi berdiri tegak. Sudut lutut (*knee joint angle*) didefinisikan sebagai sudut antara *femur* (paha) dan *tibia* (betis). Sudut engkel kaki (*ankle joint angle*) biasanya didefinisikan sebagai sudut antara tibia dan garis mendatar pada telapak kaki (Benedictus dkk, 2012).

Beberapa metode yang bisa digunakan untuk menghasilkan pengukuran sudut sendi yang cukup akurat pada anggota gerak bawah adalah dengan menggunakan *goniometer* (alat pengukur sudut) (Arifin dkk 2006; Chou dkk, 2011).

Metode lain untuk melakukan pengukuran sudut adalah menggunakan *inertial sensor* (*gyroscope* dan *accelerometer*) berbasis teknologi MEMS untuk mengukur sudut sendi (Nauto dkk, 2011; Benedictus dkk, 2012). Metode ini dapat menghasilkan pengukuran yang baik serta sangat cocok untuk digunakan sebagai *feedback system* untuk aplikasi *wireless closed-loop* FES terinduksi *gait* karena peletakan sensor pada tubuh manusia cukup mudah. Salah satu contoh peletakan sensor inersia untuk mengukur sudut sendi pada anggota gerak bagian bawah ditunjukkan pada Gambar 2.5.

## 2.7 Hemiplegic Gait

Pada gaya berjalan seseorang yang mengalami hemiplegia, biasanya memiliki ciri khas berjalan dengan cara meyeret kaki karena hilangnya kemampuan motorik pada otot bagian *lower limb* untuk mengangkat kaki dengan maksimal seperti pada orang normal umumnya. Kinematic *joint* pada penderita



**Gambar 2.5.** Diagram sistem *wireless embedded sensors* untuk mengukur parameter *gait* (Benedictus dkk, 2012).



hemiplegia menunjukkan perbedaan dari partisipan normal baik pada *swing phase* maupun *stance phase* pada gaya berjalan, mereka juga menunjukkan variabilitas antar individu yang besar (Sandra, 2001).

Pada penderita hemiplegia saat berjalan telah ditemukan membutuhkan antara 50% hingga 67% lebih banyak pengeluaran energi metabolisme dibandingkan dengan partisipan normal pada kecepatan berjalan yang sama. Dalam beberapa penelitian yang telah dilakukan, pendeteksian gaya berjalan penderita hemiplegia dengan menggunakan *electromyography* (EMG) menunjukkan hasil yang signifikan berbeda dengan gaya berjalan pada orang normal. Salah satu *treatment* yang telah digunakan untuk mengatasi gaya berjalan pada penderita hemiplegia ini yaitu dengan penggunaan *Ankle-Foot Orthosis* (AFO).

## 2.8 Sensor

Dalam penggunaan *treatment* berupa terapi FES pada gaya berjalan penderita hemiplegia, digunakan sensor untuk menangkap perubahan sudut yang terbentuk akibat pergerakan *lower limb*. Sensor yang digunakan terdiri dari sensor untuk deteksi posisi dan untuk deteksi fase *gait*.

### 2.8.1 Sensor Deteksi Posisi

Dalam mendeteksi posisi sudut dari pergerakan *lower limb*, Metode yang dapat digunakan adalah dengan menggunakan *inertial sensor* (*gyroscope* dan *accelerometer*) berbasis teknologi MEMS untuk mengukur sudut sendi (Nauto dkk, 2011; Benedictus dkk, 2012). Metode ini dapat menghasilkan pengukuran yang baik serta sangat cocok untuk digunakan sebagai *feedback system* untuk aplikasi *wireless closed-loop* FES terinduksi *gait* karena peletakan sensor pada tubuh manusia cukup mudah

#### 2.8.1.1 Accelerometer

*Accelerometer* adalah sebuah perangkat yang mengukur percepatan yang tepat. Percepatan yang tepat tidaklah sama dengan koordinat percepatan (laju perubahan kecepatan). *Accelerometer* memiliki dua model, yaitu *single* dan *multi-axis* yang tersedia untuk mendeteksi magnitudo dan arah dari akselerasi yang tepat, sebagai jumlah vektor, dan dapat digunakan untuk mendeteksi orientasi, mengkoordinasikan percepatan, getaran, *shock*, dan jauh dalam media resistif.

Ada beberapa metode untuk melakukan pembacaan sudut kemiringan yaitu menggunakan 1 sumbu, 2 sumbu dan 3 sumbu. Contoh perhitungan sudut *tilt* menggunakan 1 sumbu ditunjukkan pada Persamaan 2.2 sampai 2.4 .

$$V_{outz} = V_{offset} + S * \sin \theta \quad (2.2)$$

$$A_z = \frac{V_{outz} - V_{offsetz}}{S} \quad (2.3)$$

$$\theta = \text{Sin}^{-1}(A_z) \quad (2.4)$$

Dimana  $V_{outz}$  adalah tegangan keluaran pada sumbu Z,  $V_{offsetz}$  adalah tegangan keluaran sumbu Z pada 0g,  $S$  adalah sensitifitas,  $A_z$  adalah vektor akselerasi sumbu Z dan  $\theta$  adalah sudut *tilt*.

### 2.8.1.2 Gyroscope

Sensor *Gyroscope*, juga dikenal sebagai sensor tingkat sudut atau sensor kecepatan sudut, adalah sebuah perangkat yang dapat merasakan kecepatan sudut. Terdapat beberapa jenis sensor *gyroscope*, dibedakan menurut ukuran dan kinerja. Pada dasarnya, *gyroscope* bekerja berprinsip dengan roda berputar atau cakram dengan poros bebas. Perubahan dari 1 sudut ini akan mengakibatkan perubahan inersia dari sudut tersebut, sedangkan bila dalam keadaan diam sudut inersia tersebut akan memiliki nilai yang cenderung tetap.

Persamaan integral diskrit untuk mendapat posisi sudut *gyroscope* adalah sebagai berikut:

$$\theta_n = \theta_{n-1} + \omega_n * dt \quad (2.5)$$

$$\omega_n = \frac{V_{out} - V_{zero.offset}}{S} \quad (2.6)$$

dimana  $\theta_n$  adalah posisi sudut *tilt* segmen yang diukur pada *time step* ke n,  $\omega_n$  adalah kecepatan sudut *gyroscope* pada *time step* ke n,  $V_{out}$  adalah tegangan *output gyroscope* pada *time step* ke n,  $V_{zero.offset}$  adalah tegangan saat posisi diam,  $S$  adalah sensitivitas *gyroscope* dan  $dt$  adalah *time sampling* dari sistem ADC yang digunakan.

### 2.8.2 Sensor Deteksi Fase *Gait*

Sinyal kontak antara kaki dan lantai bisa digunakan untuk menentukan fase *gait*. Fase *gait* dapat dibagi menjadi 2 fase yaitu fase berdiri (*stance phase*), kaki menyentuh tanah dan fase berayun (*swing phase*), dimana kaki tidak lagi kontak dengan tanah. Untuk mendapatkan data fase *gait* mulai dari awal kaki menyentuh tanah, dilanjutkan dengan fase berayun sampai kaki menyentuh tanah lagi (siklus berjalan) maka diperlukan pemasangan sensor yang dipasang pada telapak kaki yaitu pada bagian *heel* dan *toe*. Untuk mendapatkan informasi fase *gait* digunakan dua buah sensor *Force Sensitive Resistor* (FSR), yang ditempatkan pada tumit (*heel*) dan ibu jari kaki (*toe*) (Fauzan dkk, 2015).

## 2.9 Fuzzy Logic Controller (FLC)

*Fuzzy logic* adalah sebuah pendekatan untuk perhitungan berdasarkan “derajat kebenaran” dibandingkan dengan logika boolean “benar atau salah” (1 atau 0) yang menjadi basis dari komputer modern. *Fuzzy logic* memasukkan 0 dan 1 sebagai kasus ekstrim dari sebuah kebenaran (atau fakta) tetapi juga memasukkan beberapa variasi keadaan dari kebenaran,.

*Fuzzy logic* ini banyak digunakan karena berdasarkan intuisi dan pertimbangan; tidak membutuhkan model matematika; memberikan transisi yang smooth antara anggota dan bukan anggota; relatif simple, cepat dan adaptif; dan tidak sensitif terhadap fluktuasi sistem.

Tahap-tahap dalam *Fuzzy Logic Controller* :

1. Fuzzifikasi

Yaitu proses perubahan dari variable *input* crisp menjadi variable fuzzy dengan dengan level himpunan fuzzy tertentu.

2. Fuzzy rule base

Kaidah dasar yang berisi aturan-aturan secara linguistik yang menunjukkan kepakaran terhadap *plant*.

3. Fuzzy inference engine

*Fuzzy Inference System* (FIS) adalah sebuah proses formulasi pemetaan masukan terhadap keluaran dengan menggunakan logika fuzzy. Proses dari inferensi fuzzy melibatkan fungsi keanggotaan operator logika fuzzy, dan aturan IF-THEN. Terdapat metode inferensi yang paling dikenal yaitu salah satunya metode inferensi Mamdani (*max-min implication method*).

Persamaan dari Mamdani ditunjukkan pada Persamaan 2.7,

$$\mu_{B^k}(y) = \max[\min[\mu_{A1^k}(\text{input}(i)), \mu_{A2^k}(\text{input}(j))]] \quad (2.7)$$

dimana  $\mu_{A^k}$  merupakan *membership values* dari masing – masing parameter *input* yang ada.  $\mu_{B^k}$  merupakan *membership values* yang merepresentasikan hasil dari Mamdani *inference method*. Nilai  $\mu_{B^k}$  didapat dari nilai minimal dari *membership values* dari *input*  $\mu_{A^k}$  dari *fuzzy set* yang ada. Nilai minimal didapatkan pada setiap *fuzzy rule*. Hasil akhir  $\mu_{B^k}$  didapat dengan integrasi pada setiap hasil minimal yang didapatkan.

4. Defuzzifikasi

Defuzzifikasi adalah proses yang digunakan untuk mengubah kembali variabel fuzzy menjadi variabel crisp, atau dengan kata lain aksi kontrol fuzzy yang masih berupa himpunan, dirubah menjadi nilai crisp yang berupa nilai tunggal.

Salah satu contoh defuzzifikasi yang paling sering digunakan yaitu *centroid method* atau *center of gravity* (COG). Persamaan dari COG ditunjukkan pada Persamaan 2.8,

$$z^* = \frac{\int \mu_c(z)zdz}{\int \mu_c(z)dz} \quad (2.8)$$

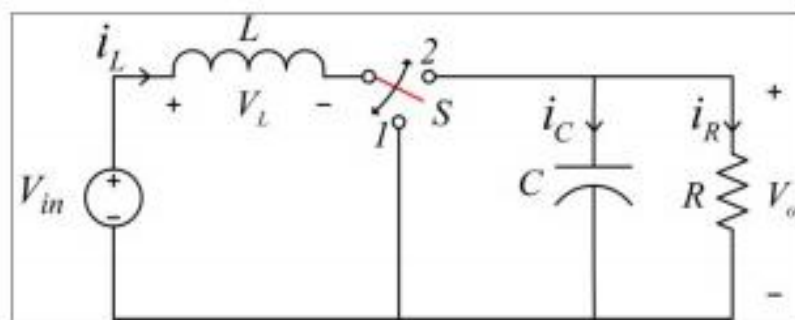
dimana  $\mu_{c,k}(z)$  merupakan *membership values* dari hasil FIS dengan metode Mamdani.  $z$  merupakan nilai *crisp* yang mempunyai *membership values*  $\mu_{c,k}(z)$ . Dengan menggunakan perhitungan tersebut, didapatkan nilai *crisp*  $z^*$  yang merupakan *output* dari FLC.

## 2.10 Rangkaian Boost Converter

*Boost converter* merupakan rangkaian penaik level tegangan yang berupa rangkaian *non-isolated*. Rangkaian ini dipilih karena memiliki desain yang membutuhkan sedikit komponen, ukuran yang kecil, serta dapat menghasilkan penguatan level tegangan yang cukup besar. Rangkaian dasar dari *boost converter* dapat dilihat pada Gambar 2.6

Cara kerja dari rangkaian *boost convert* ini yaitu :

1. Ketika saklar pada posisi 1, maka *output* dari rangkaian adalah 0V, dan *input* menyuplai arus ke induktor.
2. Ketika saklar pada posisi 2, maka *output* menerima arus dari *input* dan induktor, sehingga tegangan keluaran dari *output* lebih besar daripada *input*.
3. Tegangan *output* dipelihara oleh nilai C yang besar/*ripple* tegangan dijaga tetap kecil oleh kapasitor.



**Gambar 2.6.** Rangkaian dasar *boost converter non insulated* (Fauzan dkk, 2015)

Prinsip dari *boost converter* ini adalah menyimpan atau menampung energi listrik pada induktor sehingga dapat dihasilkan variasi tegangan *output* dengan mengatur *duty cycle*.

Dalam perancangan *boost converter* terdiri dari beberapa tahap, tahap pertama yaitu mencari *duty cycle* yang dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan :

$$V_o = \frac{V}{1 - D} \quad (2.9)$$

Dimana  $V_o$  adalah tegangan *output* (V),  $V$  adalah tegangan *input* (V), dan  $D$  adalah *duty cycle* (%). Tahap kedua yaitu mencari nilai R dengan Persamaan:

$$R = \frac{V_o}{I_o} \quad (2.10)$$

Dimana  $R$  adalah besar resistansi ( $\Omega$ ),  $I_o$  adalah arus *output* (A). Tahap ketiga yaitu mencari nilai besar induktor menggunakan Persamaan :

$$L \geq \frac{(1 - D^2)D}{2f_{sw}} R \quad (2.11)$$

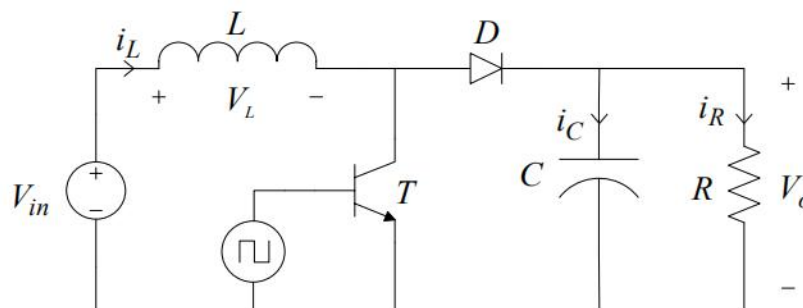
Dimana  $L$  adalah nilai minimal induktor (H),  $f_{sw}$  adalah nilai frekuensi *switching* yang digunakan PWM *boost converter*. Tahap berikutnya mencari nilai kapasitor dengan Persamaan :

$$C = \frac{V_o * D}{R * \Delta V_c * f_{sw}} \quad (2.12)$$

Dimana  $C$  adalah nilai kapasitor (F),  $\Delta V_c$  adalah besar *ripple* tegangan *output* (V). Tahap terakhir yaitu menghitung arus maksimum induktor menggunakan Persamaan :

$$I_{max} = \frac{V_s}{(1 - D)^2 * R} + \frac{V_s * D}{2 * L * f} \quad (2.13)$$

Dimana  $I_{max}$  adalah arus maksimum pada induktor (A),  $V_s$  adalah tegangan *input*



**Gambar 2.7.** Realisasi saklar menggunakan kombinasi transistor dan dioda (Fauzan dkk, 2015)

Realisasi saklar S pada penelitian ini menggunakan kombinasi transistor dan diode seperti pada Gambar 2.7 yang merupakan hasil dari penelitian sebelumnya ( Fauzan dkk,2015)

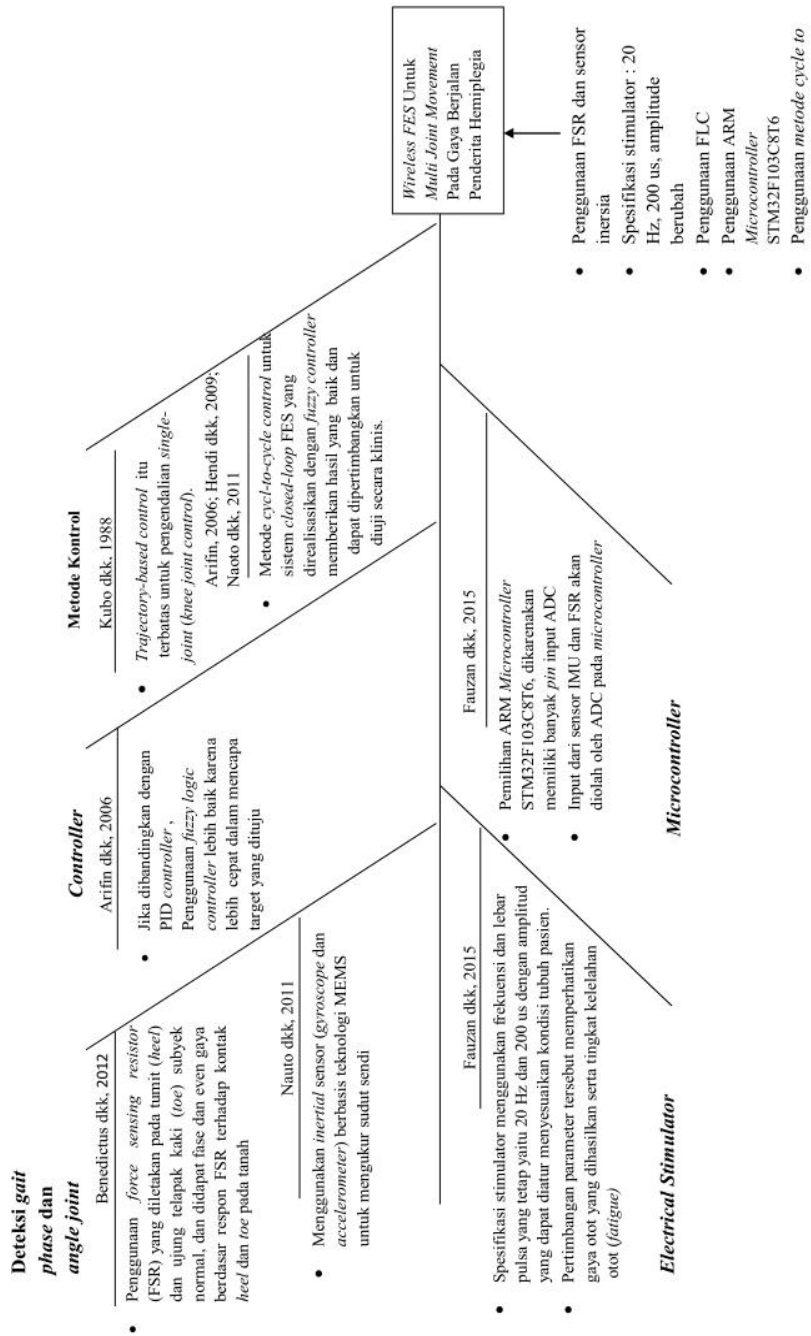
## 2.11 Rasional

Berdasarkan tinjauan pustaka yang telah dijelaskan pada subbab 2.1 hingga 2.10, maka ide yang saya usulkan dalam penelitian ini yaitu berjudul “ *Wireless FES Untuk Multi-joint Movement Pada Gaya Berjalan Penderita Hemiplegia*” . Untuk proses deteksi *gait phase* dengan menggunakan FSR yang diletakan pada *heel* dan *toe*. Pada penelitian ini menggunakan FSR karena cukup mudah jika dibanding mengukur dengan *accelerometer* dan *gyroscope* karena lebih rumit, sedangkan untuk mengukur *angel joint* lebih baik menggunakan kombinasi sensor inersia (*accelerometer* dan *gyroscope*).

Penelitian ini bersifat *multi joint analysis*, yaitu *knee joint* dan *ankle joint* dan otot yang diberi stimulus adalah otot yang mengontrol gerakan *knee extension* (meliputi otot *Vastus* ) , *knee flexion* (meliputi otot *Gastrocnemius* ) , *ankle dorsiflexion* (meliputi otot *Tibialis Anterior* ) dan *ankle plantarxion* ( meliputi otot *soleus* dan *Gastrocnemeus*).

Untuk Spesifikasi stimulator menggunakan frekuensi dan lebar pulsa yang tetap yaitu 20 Hz dan 200 us dengan amplitudo yang dapat diatur menyesuaikan kondisi tubuh pasien. Pertimbangan parameter tersebut memperhatikan gaya otot yang dihasilkan serta tingkat kelelahan otot (*fatigue*), hal ini merupakan hasil dari penelitian sebelumnya. *Controller* yang digunakan yaitu FLC karena berdasarkan literature yang telah dibaca , FLC lebih cepat mencapai target dibanding dengan *controller* lain seperti *PID controller*. Penggunaan *ARM Microcontroller STM32F103C8T6*, dipilih sebagai pengolah data berdasarkan *input* untuk menentukan *output* stimulus yang akan diberikan hal ini dikarenakan *STM32F103C8T6* memiliki banyak *pin input* ADC dan sudah terbukti baik untuk digunakan pada penelitian sebelumnya oleh ( Fauzan dkk,2015)

*Input* dari sensor IMU dan FSR akan diolah oleh ADC pada *microcontroller*. Penggunaan metode *cycle to cycle* dengan FLC dipilih untuk sistem *closed-loop* FES dari *wireless* FES yang sedang diusulkan karena telah terbukti memiliki hasil yang baik, berdasarkan peneletian yang telah ada sebelumnya. Untuk komunikasi antara *hardware*, akan digunakan modul *bluetooth* (HC05) untuk meminimalisir penggunaan kabel. Secara singkat dapat digambarkan pada *fishbone* penelitian Gambar 2.8



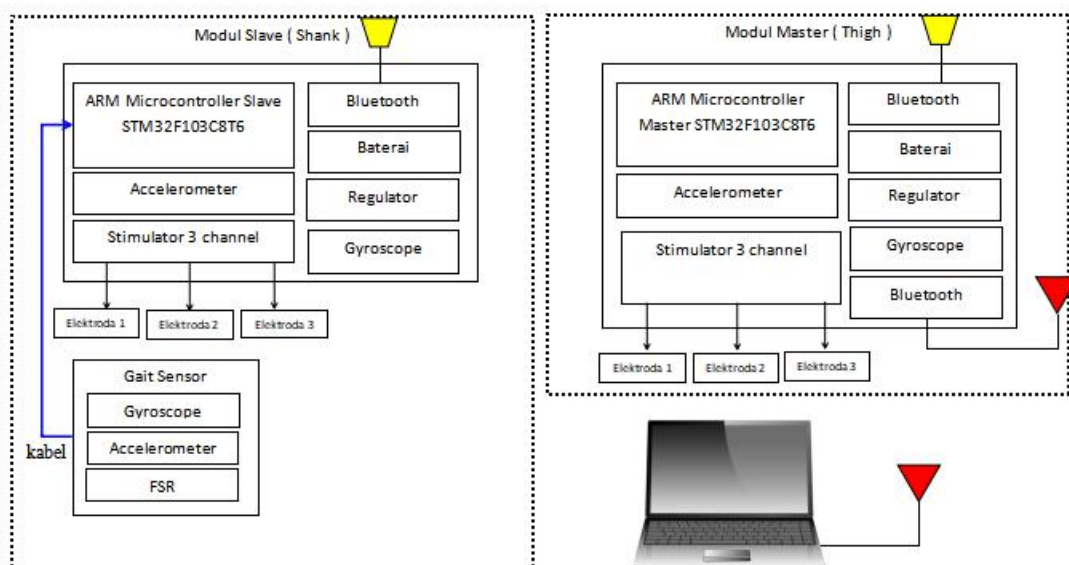
Gambar 2.8. Fishbone diagram penelitian

## BAB 3 PERANCANGAN SISTEM

Dalam pengerjaan tugas akhir ini, terdiri dari beberapa urutan pengerjaan yang meliputi : Desain diagram blok sistem, perancangan *hardware*, perancangan *software*, perancangan sistem *wireless* pengujian alat, pengambilan dan analisa data dan kesimpulan.

### 3.1 Diagram Blok Sistem *Wireless* FES

Untuk diagram blok sistem dari *wireless* FES yang ingin dikembangkan dapat dilihat pada Gambar 3.1 Sistem dari *wireless* FES ini terdiri dari PC yang berfungsi untuk menampilkan hasil dari pengukuran perubahan sudut pada sendi serta untuk menampilkan fase *gait* yang ditangkap oleh sensor inersia dan FSR pada masing masing *wireless* FES. Sensor inersia yang digunakan pada penelitian ini berjumlah 3 buah sensor *accelerometer* dan 3 buah sensor *gyroscope* yang dipasangkan pada segmen *thigh*, *shank* dan *foot* yang merupakan bagian dari *lower limb* tubuh manusia yang sedang diteliti. Penggunaan gabungan dari kedua sensor ini dimaksudkan untuk menutupi kelemahan dari kedua sensor . *Accelerometer* memiliki kelebihan yaitu mengukur kemiringan sudut dengan akurat ketika dalam kondisi diam, namun ketika kondisi bergerak respon dari *accelerometer* cenderung lambat dan memiliki banyak noise. Sedangkan *gyroscope* berfungsi sebaliknya yang memiliki keakuratan untuk membaca *angular rate* dalam kondisi bergerak. Jenis sensor *accelerometer* yang digunakan pada penelitian ini yaitu sensor *triple axis accelerometer* ADXL 335 yang dapat mendeteksi 3 sumbu berbeda ( sumbu x,y dan z ). Dalam penelitian ini , hanya menggunakan sumbu x dan z saja dari *accelerometer* . Untuk menggantikan



Gambar 3.1. Diagram blok sistem FES



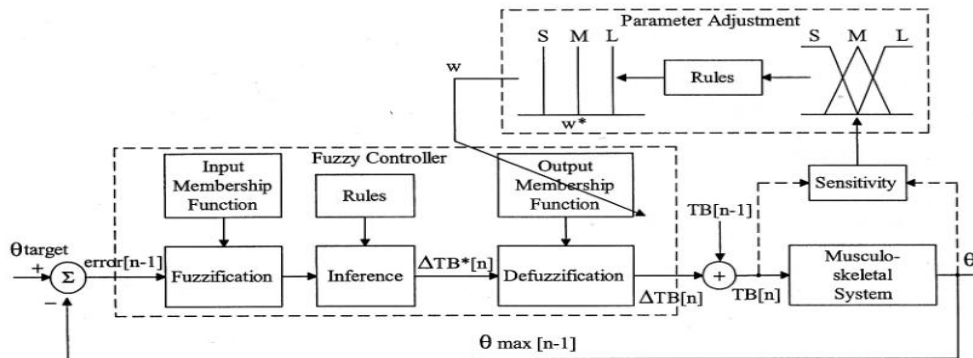
fungsi sumbu y dari *accelerometer*, digunakan sensor *gyroscope single axis* ENC-03RC yang dapat mengatasi kelemahan dari *accelerometer*. Untuk penggunaan sensor FSR yaitu untuk mendeteksi fase *gait* ketika posisi *swing phase* atau *stance phase* berdasarkan besar tekanan yang ditangkap oleh FSR. Jenis sensor FSR yang dipakai yaitu FSR interlink 402. Jumlah FSR yang digunakan sebanyak 2 buah yang dipasangkan pada bagian *heel* dan *toe* kaki. Sehingga dalam penelitian ini, total menggunakan 8 sensor.

Dalam penelitian ini, terdiri dari 2 modul FES. Modul pada segmen *shank* bertindak sebagai *slave* yang terdiri dari 1 buah *microcontroller* STM32F103C8T6, stimulator, 1 buah sensor *accelerometer* dan *gyroscope* pada segmen *shank*, 1 buah sensor *accelerometer* dan *gyroscope* pada segmen *foot* yang dihubungkan dengan kabel dan 2 sensor FSR yang dipasangkan pada bagian *heel* dan *toe* kaki serta modul *bluetooth* (HC05) yang berfungsi untuk komunikasi dengan master modul. Melalui ADC yang disediakan oleh *microcontroller* STM32F103C8T6, parameter yang didapatkan oleh sensor yang digunakan berupa data posisi, kemiringan dari segmen *shank* dan *foot* serta data *reaction force* dapat diterima dan dikirimkan ke modul *master* melalui koneksi *bluetooth*.

Kemudian modul pada segmen *thigh* bertindak sebagai *master* yang berfungsi untuk melakukan pemrosesan sinyal berupa filter, perhitungan sudut juga perhitungan FLC yang berhubungan langsung dengan PC melalui *bluetooth*. Modul ini terdiri dari 1 buah *microcontroller* STM32F103C8T6, stimulator, 1 buah sensor *accelerometer* dan *gyroscope* yang berfungsi untuk mendapatkan parameter dari segmen *thigh* yang diperlukan untuk proses perhitungannya berikutnya dan 2 modul *bluetooth* yang dimana 1 terhubung dengan *slave* dan *bluetooth* lainnya terhubung dengan PC.

Alur dari kerja alat ini yaitu, parameter yang telah didapat dan dikirimkan oleh modul *slave* yang telah dijelaskan sebelumnya diterima oleh modul *master* melalui koneksi *bluetooth*. Kemudian data yang telah didapatkan dari masing-masing sensor berupa posisi, kemiringan (sensor inersia) dan *reaction force* (FSR) diproses oleh *microcontroller* STM32F103C8T6 yang kemudian masuk pada tahap proses filter yang terdiri dari *Low Pass Filter* (LPF) dan *Kalman Filter*. LPF yang digunakan memiliki frekuensi *cut-off* 4 Hz untuk meredam sinyal frekuensi tinggi. Kemudian masuk pada *kalman filter* dan dilanjutkan dengan proses perhitungan sudut untuk mendapatkan *knee joint* dan *ankle joint*. Dari hasil perhitungan sudut ini didapatkan nilai *error*, yang merupakan perbandingan nilai *actual angle*  $\theta_{\max-1}$  pada *cycle* sebelumnya (*cycle* ke- $n-1$ ) dan *target angle*  $\theta_{\text{target}}$ .

Dari perhitungan sudut juga digunakan untuk menentukan nilai *desired range*, yang merupakan perbandingan nilai maksimum *knee extension angle* dan *ankle plantarflexion angle* pada *cycle* saat ke  $n$ , dengan target maksimum *knee flexion angle* dan *ankle dorsiflexion angle*. Parameter-parameter tersebut



**Gambar 3.2.** Struktur dari *fuzzy controller* dengan parameter pengaturan berdasarkan pada model fuzzy (Arifin dkk, 2006)

digunakan sebagai *input* pada sistem *Fuzzy Logic Controller* (FLC).

Cara kerja dari FLC ini dapat diilustrasikan pada Gambar 3.2. Dimana proses pertama yaitu fuzzifikasi yang mengubah nilai *input* berupa *crisp value* menjadi nilai *fuzzy* ( rentang 0 hingga 1). Proses fuzzikasi ini tergantung dari *Input Membership Function* (IMF) yang telah ditentukan serta *rules*. Berikutnya proses *Inference* yang menggunakan metode Mamdani yang menjadi acuan sebagai keluaran yang akan diterjemahkan oleh proses berikutnya. Proses terakhir yaitu defuzzifikasi yang dimana pada proses ini hasil *output* dari tahap sebelumnya yang masih bernilai *fuzzy* dikembalikan menjadi *crisp value*. Nilai defuzzifikasi sebagai *output* FLC ( $\Delta TB[n]$ ), digunakan untuk proses *summing* dengan *stimulation burst duration* pada *cycle* sebelumnya ( $TB[n-1]$ ), sehingga didapatkan *stimulation burst duration* pada *cycle* saat ini ( $TB[n]$ ), yang digunakan untuk mengatur lamanya stimulasi pada otot. Sistem ini dikatakan sebagai *cycle-to-cycle control* karena *output* dari *cycle* sebelumnya ( $TB[n-1]$ ) dapat digunakan sebagai *input* untuk mengatur *stimulation burst duration* pada *cycle* saat ini ( $TB[n]$ ).

*Stimulation burst duration* yang didapatkan ini dapat digunakan sebagai *input* dari sistem FES. Pada FES yang dibuat dalam penelitian ini terdiri dari 3 buah *channel* sehingga pada masing-masing FES yang diterapkan dapat memberi stimulus pada 3 otot. *Output* dari FES dapat menyebabkan otot berkontraksi, sehingga menyebabkan terjadinya pergerakan. Pergerakan ini nantinya akan dibaca kembali oleh sensor, dan proses akan berulang lagi.

### 3.2 Penempatan Modul dan Elektroda

Sebelum dilakukan perancangan alat, langkah pertama menentukan posisi peletakan modul FES pada tubuh pasien yang diperkirakan nyaman dan aman penggunaannya serta bertujuan agar perancangan konfigurasi *hardware* dan

*software* lebih mudah. Posisi perangkat pada tubuh pasien dirancang seperti pada Gambar 3.3. Penentuan posisi perangkat tersebut berdasarkan parameter yang dibutuhkan yaitu fungsi otot yang aktif selama melakukan gerak berjalan dan *gait* parameter. Dengan mengetahui fungsi-fungsi otot yang aktif maka posisi otot yang akan distimulus bisa ditentukan sehingga mempermudah peletakan *electrical stimulator* pada tubuh pasien. Untuk *gait* parameter, informasi yang dibutuhkan yaitu sudut kemiringan pada segmen *thigh*, *shank* dan *foot*, serta sinyal kontak antara kaki dan lantai.

Untuk peletakan modul master FES , diletakan pada segmen *thigh* . Modul slave FES dipasang pada segmen *shank*, sedangkan untuk sensor pada segmen *foot* dipasangkan pada sepatu dengan menambahkan penggunaan kabel dari modul *slave* FES. Untuk peletakan elektroda berdasarkan otot yang menjadi target dari pemberian stimulus , dapat dilihat pada Gambar 3.4.

### 3.3 Perancangan *Hardware*

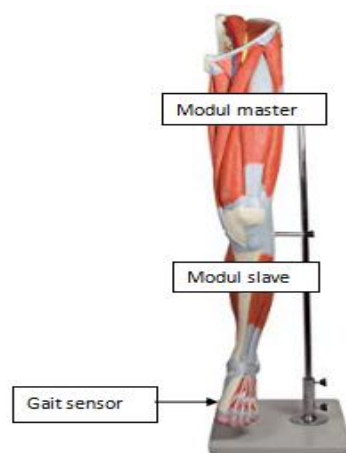
Pada bagian ini akan dijelaskan tahapan perancangan dan pembuatan hardware. Pembuatan hardware dimulai dengan *electrical stimulator* dan kemudian dilanjutkan dengan sistem sensor dan integrasi *hardware*.

#### 3.3.1 Perancangan *Electrical Stimulator*

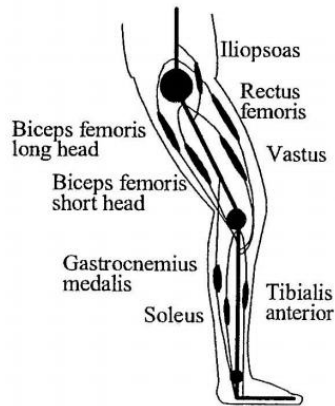
Spesifikasi sinyal keluaran dari rangkaian *electrical stimulator* yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :

- a) Bentuk pulsa *monophasic*
- b) Tegangan minimal 100 V ( kontraksi pada *lower limb*)
- c) Lebar pulsa 200  $\mu$ S
- d) Frekuensi pulsa 20 Hz

Bentuk sinyal keluaran ditunjukkan pada Gambar 3.5. Berdasarkan spesifikasi yang telah ditentukan, rangkain *electrical stimulator* dirancang



**Gambar 3.3.** Posisi pemasangan perangkat *wireless* FES pada tubuh



**Gambar 3.4.** Otot target peletakan elektroda ( Arifin, 2006)

menjadi tiga bagian, bagian pertama adalah rangkaian penaik level tegangan yang berfungsi untuk menaikkan level tegangan 5 V menjadi tegangan 100 V.

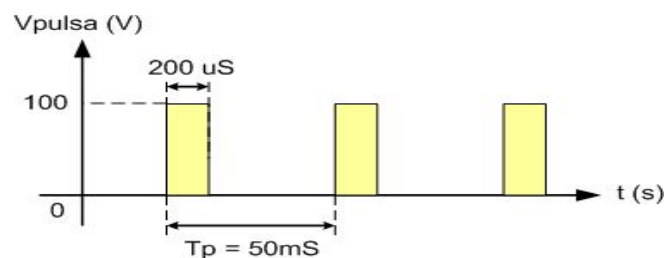
Bagian kedua adalah rangkaian pembangkit pulsa yang berfungsi membangkitkan pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100 V. Bagian ketiga adalah rangkaian *driver channel* atau rangkaian *switching* yang berfungsi sebagai pengendali atau pemutus aliran stimulus. Diagram blok rangkaian *electrical stimulator* ditunjukkan pada Gambar 3.6 .

### 3.3.1.1 Rangkaian *Power Supply*

Rangkain ini berguna untuk menurunkan tegangan dari sumber berupa baterai yang memiliki tegangan diatas 5V agar menjadi 5V. Hal ini dilakukan karena hampir keseluruhan rangkaian membutuhkan tegangan 5V. Digunakan 2 IC regulator tegangan IC7805CV yang bertujuan agar rangkaian dapat digunakan dalam waktu lama karena sifat IC yang mudah panas. Untuk sumber yang digunakan yaitu baterai berukuran 3,7V berjumlah 2 dipasang seri sehingga menghasilkan 7,4V oleh rangkaian ini di konveri menjadi 5V untuk keperluan sumber rangkaian lainnya.

### 3.3.1.2 Rangkaian *Boost Converter*

Dengan menggunakan Persamaan 2.9, didapatkan besaran duty cycle



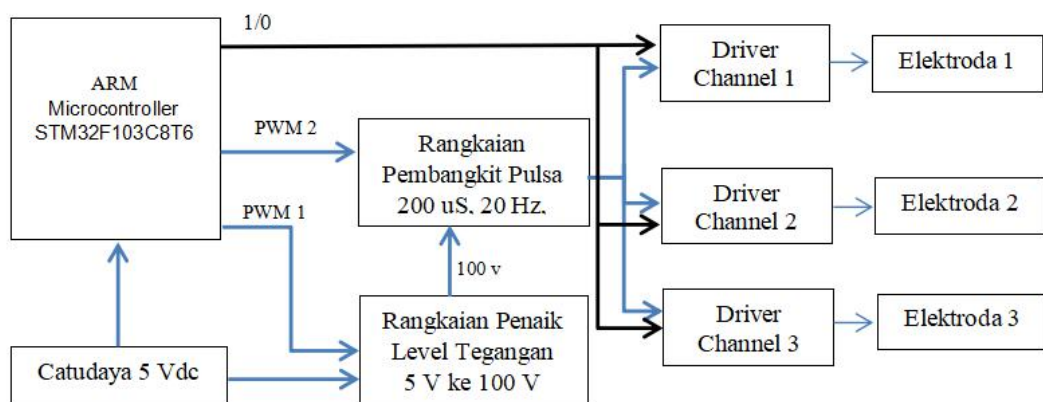
**Gambar 3.5.** Bentuk sinyal keluaran rangkaian *electrical stimulator* (Fauzan dkk, 2015)

sebesar 95% dengan tegangan *input* sebesar 5V dan tegangan *output* yang diinginkan sebesar 100V. Kemudian untuk mencari nilai induktor, digunakan persamaan 2.11 dengan frekuensi switching sebesar 20KHz. Didapatkan nilai induktor minimal di 1.1875 mH. Untuk nilai kapasitornya di cari dengan menggunakan persamaan 2.12. Sehingga didapatkan hasil 0.19 $\mu$ F.

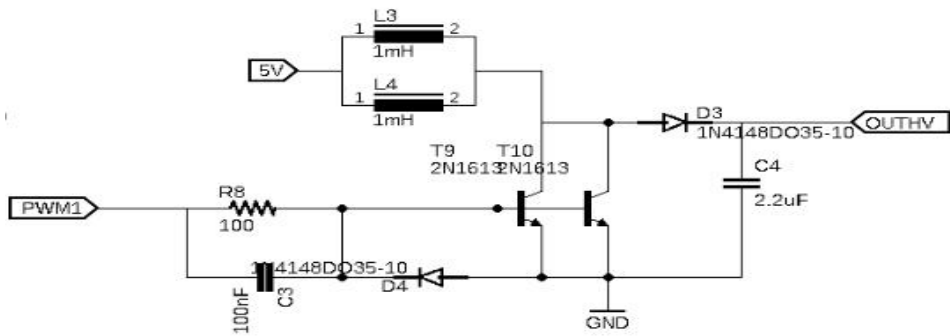
Untuk penggunaan transistor yang akan digunakan sebagai pengatur PWM, direalisasikan menggunakan transistor yang memiliki spesifikasi sebagai berikut:

- Tegangan *Vce* yang harus lebih besar daripada tegangan *output* maksimum dari *boost converter*
- Arus yang dapat di lewatkan melalui transistor dapat lebih besar daripada arus *output* dari *boost converter*.

Untuk spesifikasi tersebut, dipilih transistor bertipe 2N5550, jenis transistor ini dipilih karena pada hasil pengujian mampu menghasilkan *output* diatas 100V. Untuk penggunaan dioda, dipilih dioda dengan *switching* yang tinggi dan memiliki tegangan *breakdown* yang tinggi juga. Untuk spesifikasi dioda seperti itu dipilih dioda dengan tipe 1N4148 yang memiliki spesifikasi *high switching diode*. Setelah menentukan komponen untuk boost konverter, rangkaian *boost converter* direalisasikan dengan menggunakan rangkaian yang digunakan untuk ditunjukkan pada Gambar 3.7. Induktor pertama yang digunakan bernilai 8.75mH berjumlah 1 buah namun respon yang didapatkan lambat jika diberi frekuensi PWM tinggi. Kemudian nilai induktor diganti dengan 1 mH berjumlah 2 buah dengan konfigurasi paralel. Didapatkan penguatan tegangan sebesar 30x, dimana tegangan *input* yang digunakan sebesar 5V menghasilkan tegangan *output* sebesar 150V. Untuk data pengujian lebih lengkap akan di bahas pada bab selanjutnya. Induktor yang digunakan berjumlah 2 buah dengan konfigurasi paralel bertujuan untuk mengurangi panas yang dihasilkan



**Gambar 3.6.** Diagram blok rangkaian *electrical stimulator*



**Gambar 3.7.** Rangkaian *boost converter*

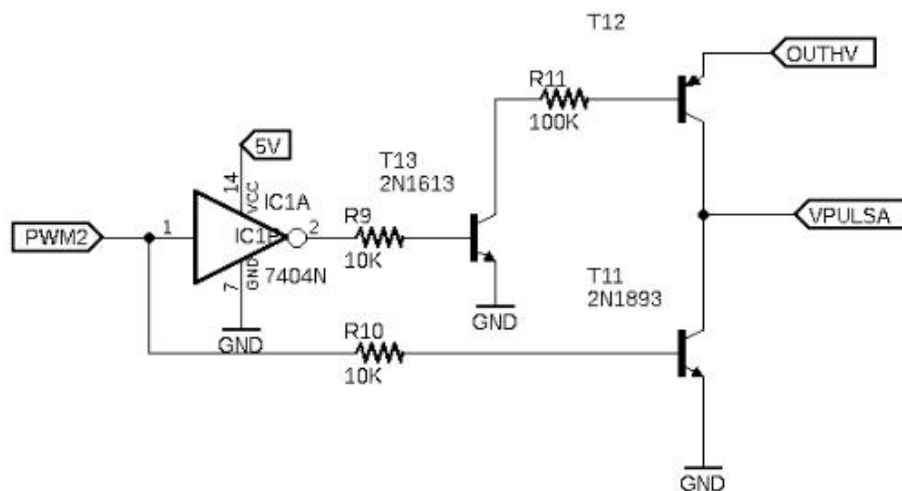
pada induktor serta dapat mengurangi nilai induktansi yang dapat mempengaruhi kemampuan *switching frequency* saat frekuensi tinggi.

### 3.3.1.3 Rangkaian *Pulse Generator*

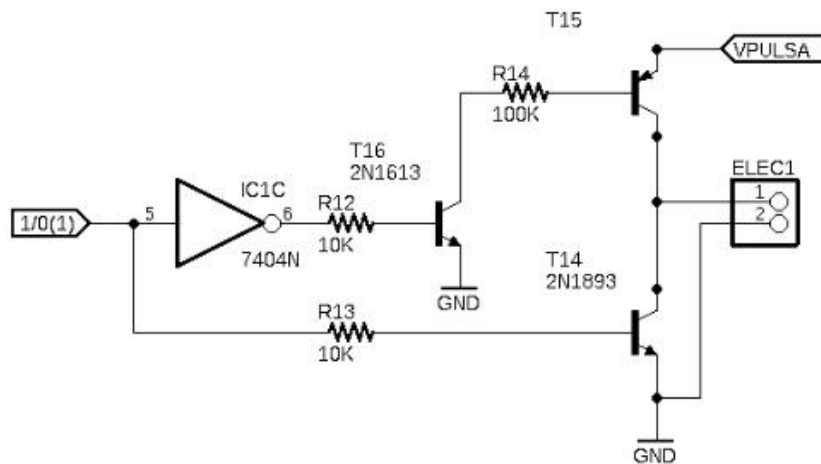
Rangkaian ini merupakan rangkaian yang menghasilkan pulsa PWM dengan *duty cycle* sebesar 0.4%, pada frekuensi 20Hz. Sehingga rangkaian ini memiliki *positif width* sebesar 200 $\mu$ S Untuk menghasilkan sinyal tersebut digunakan rangkaian *half H bridge* dimana transistor yang digunakan ada 3 buah, 2 buah transistor npn dan 1 buah transistor pnp dengan konfigurasi seperti pada Gambar 3.8. Pada rangkaian terdapat gerbang *NOT* berfungsi untuk membalikan logika biner, dikarenakan masukan untuk transistor T13 dan transistor T11 harus berkebalikan.

### 3.3.1.4 Rangkaian *Driver Channel*

Rangkaian *driver channel* yang dibuat, memiliki konfigurasi dan



**Gambar 3.8** Rangkaian *pulse generator*



**Gambar 3.9** Rangkaian *driver channel*

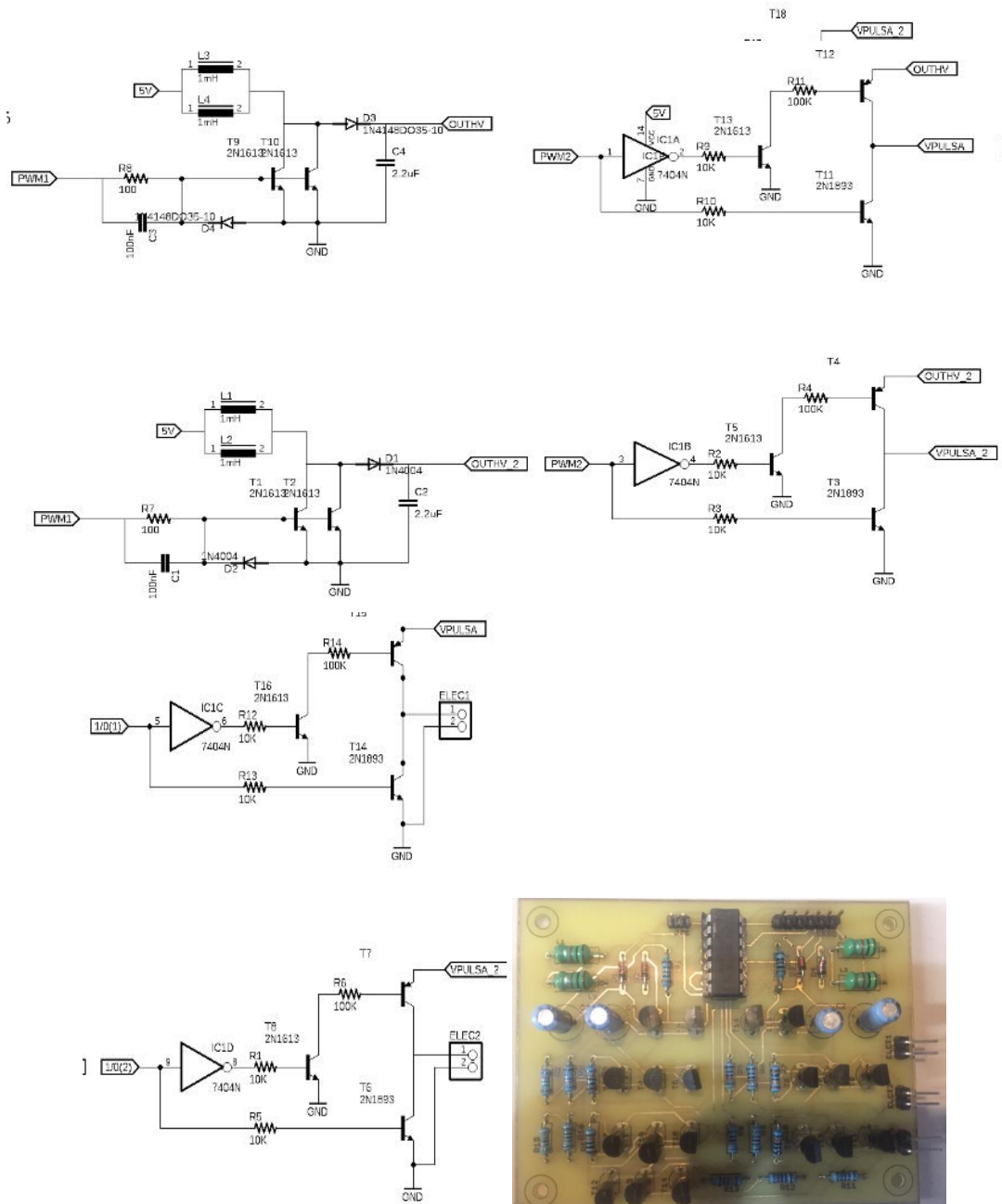
komponen yang sama persis dengan rangkaian *pulse generator*. Yang membedakan yaitu sinyal *input* nya. Pada *pulse generator* menggunakan sinyal *input* berupa PWM sedangkan untuk *driver channel* berupa sinyal *on/off* yang memiliki nilai logika 0 dan 1 yang dikirim dari mikrokontroler. Rangkaian ditunjukkan pada Gambar 3.9

### 3.3.1.5 Rangkaian FES Keseluruhan

Keseluruhan rangkaian FES ini terdiri dari 2 *boost converter*, 2 *pulse generator* dan 3 *driver channel*. Penggunaan 2 *boost converter* dan *pulse generator* dapat memberikan *output* maksimal yang tidak terbagi-bagi. PWM1 dan PWM 2 merupakan sinyal yang dibangkitkan oleh mikrokontroler.

### 3.3.2 Perancangan Sistem Sensor

Perancangan sistem sensor ini terbagi menjadi 2 , yaitu sistem sensor pada modul master yang terdiri dari 1 sensor *accelerometer* dan *gyroscope* yang berfungsi untuk mendapatkan parameter yang diperlukan pada segmen *thigh*. Sedangkan pada modul *slave* terdiri dari 1 sensor *accelerometer* dan *gyroscope* untuk mendapatkan parameter yang diperlukan pada segmen *shank* yang terletak pada modul *slave* . sedangkan sensor tambahan yang dipasang pada segmen *foot* yaitu 1 sensor *accelerometer* dan *gyroscope* serta 2 sensor FSR yang terhubung pada modul *slave* menggunakan kabel.



**Gambar 3.10.** Rangkaian FES keseluruhan

### 3.3.2.1 Sensor Deteksi Sudut

Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, pada penelitian ini menggunakan 3 buah sensor *accelerometer* ADXL 335 dan 3 buah sensor *gyroscope* ENC-03RC ( yang diletakan pada modul *master*, *slave* dan segmen *foot*). Pemilihan kedua sensor ini karena memiliki ukuran yang relatif kecil dan keluaran berupa tegangan analog. Sumbu yang digunakan pada penelitian ini yaitu x dan z dari *accelerometer* dan juga *pitch* yang didapatkan dari *gyroscope*.



### 3.3.2.1.1 Accelerometer ADXL335

Sensor *accelerometer* yang digunakan dengan tipe IC ADXL335 ini mampu mengukur percepatan terhadap gravitasi dalam 3 sumbu yaitu X, Y dan Z. Sensor ini digunakan untuk pengukuran *tilt* sensor, dimana *tilt* ini merupakan pengukuran lebih lanjut dari kemiringan sudut dan percepatan sudut. Untuk perubahan-perubahan yang terjadi terhadap arah gerakan dari sensor, ditunjukkan pada Gambar 3.11. Untuk perhitungan mendapatkan *tilt angle* dapat dilihat pada Persamaan 2.2 hingga 2.4 .

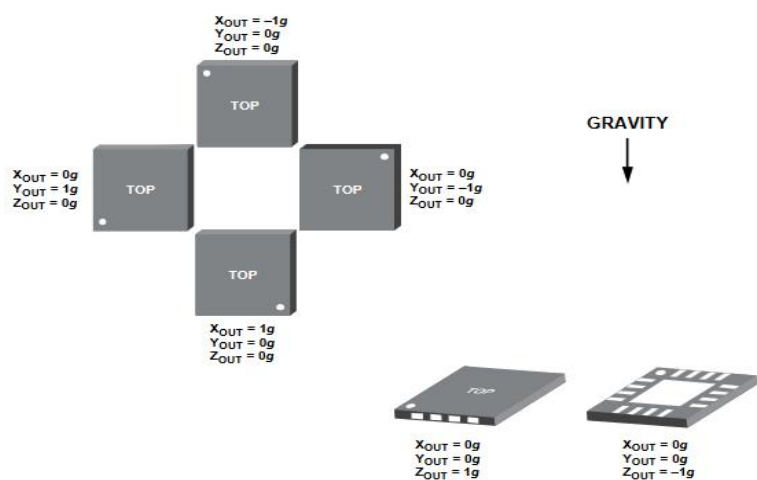
Pada penelitian sebelumnya oleh (Fauzan dkk, 2015) telah dilakukan penelitian perhitungan *tilt* dengan 2 sumbu dengan menggunakan Persamaan 3.1 hingga 3.3 yang dimana persamaa tersebut didapatkan berdasarkan pada ilustrasi Gambar 3.12.

$$\frac{\sin \theta}{\cos \theta} = \frac{A_z}{A_x} \quad (3.1)$$

$$\tan \theta = \frac{A_z}{A_x} \quad (3.2)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{A_z}{A_x} \right) \quad (3.3)$$

Dimana  $\theta$  adalah posisi sudut *tilt* dalam satuan radian,  $A_z$  adalah percepatan pada sumbu Z dalam satuan g (gravitasi),  $A_x$  adalah percepatan pada sumbu X dalam satuan g (gravitasi),



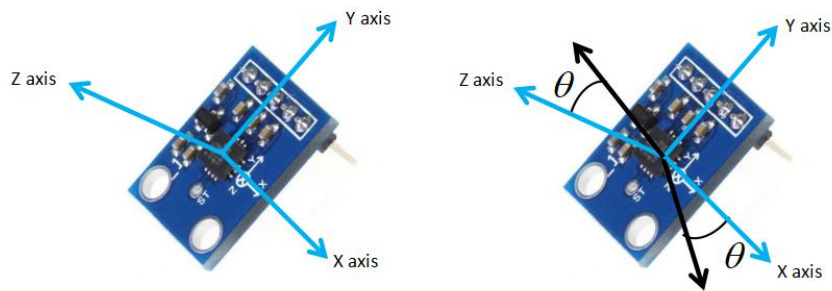
**Gambar 3.11** Vektor akselerasi statis ADXL335

### 3.3.2.1.2 Gyroscope ENC-03RC

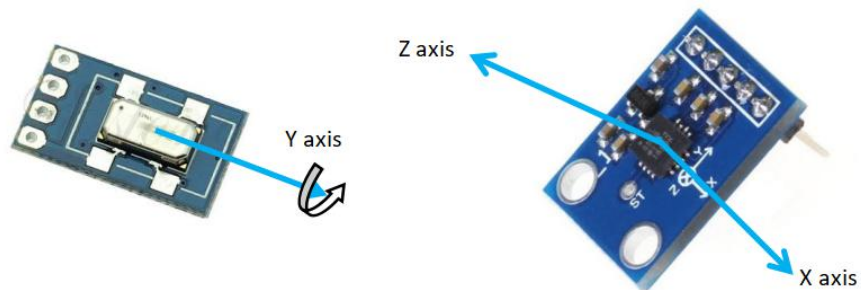
*Gyroscope* adalah sensor untuk mengukur kecepatan sudut dalam satuan *degree/second* dengan 1 sumbu gerakan. Sensor ini digunakan untuk pengukuran kemiringan/*tilt* dari suatu segmen. Karena keluaran dari sensor ini berupa kecepatan sudut, maka perlu untuk mengintegrasikan keluaran dari sensor gyro ini sehingga mendapatkan nilai posisi sudut. Persamaan integral dari *gyroscope* dapat dilihat pada Persamaan 2.5 dan 2.6. Sensor *gyroscope* yang digunakan dalam penelitian ini yaitu tipe IC ENC-03RC.

### 3.3.2.1.3 Pemilihan Sumbu *Accelerometer* dan *Gyroscope*

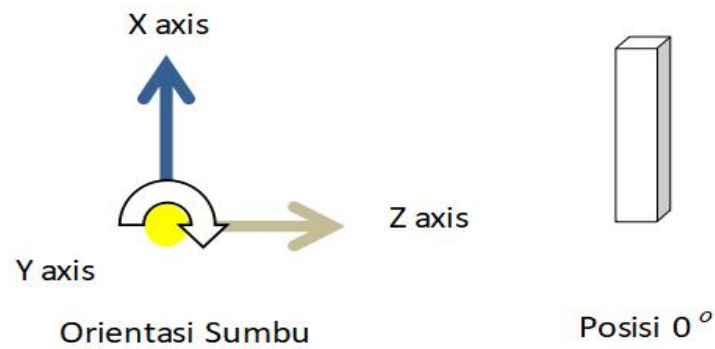
Kombinasi sumbu dan arah vektor pada *accelerometer* dan *gyroscope* yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.13. Penempatan posisi sensor pada segmen *thigh* dan *shank* dipilih seperti pada Gambar 3.14. Sedangkan untuk segmen *foot* dipilih seperti pada Gambar 3.15.



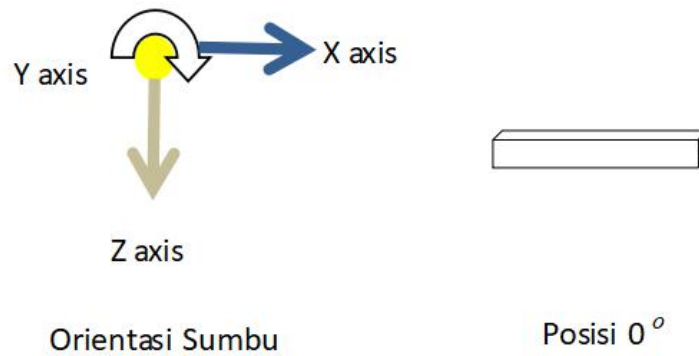
**Gambar 3.12** Perhitungan sudut *tilt* menggunakan 2 sumbu



**Gambar 3.13** Kombinasi sumbu dan arah vektor *accelerometer* dan *gyroscope* pada sensor IMU



**Gambar 3.14** Penempatan sensor pada segmen *thigh* dan *shank*



**Gambar 3.15** Penempatan sensor pada segmen *foot*

Persamaan untuk menghitung sudut kemiringan pada *thigh* , *shank* dan *foot* dengan menggunakan 2 sumbu telah dilakukan pada penelitian sebelumnya oleh (Fauzan dkk,2015) pada Persamaan 3.4 hingga 3.6,

$$\theta_{t,s,f} = \text{Tan}^{-1}\left(\frac{Az}{Ax}\right) \tag{3.4}$$

$$Az = \frac{V_{out.z} - V_{offset.z}}{S_z} \tag{3.5}$$

$$Ax = \frac{V_{out.x} - V_{offset.x}}{S_x} \tag{3.6}$$

Dimana  $\theta_{t,s,f}$  merupakan posisi *tilt angle* pada segmen *thigh* , *shank* dan *foot*.

### 3.3.2.1 Sensor Deteksi Fase *Gait*

Untuk mendeteksi fase *gait* ini, digunakan sensor FSR yang berfungsi untuk menangkap *pressure* atau kontak antara kaki dengan lantai atau biasa disebut juga *reaction force*. Sensor yang digunakan yaitu sensor FSR *interlink* 402 sebanyak 2 buah yang dipasang pada bagian *heel* dan *toe* kaki seperti pada Gambar 3.16.

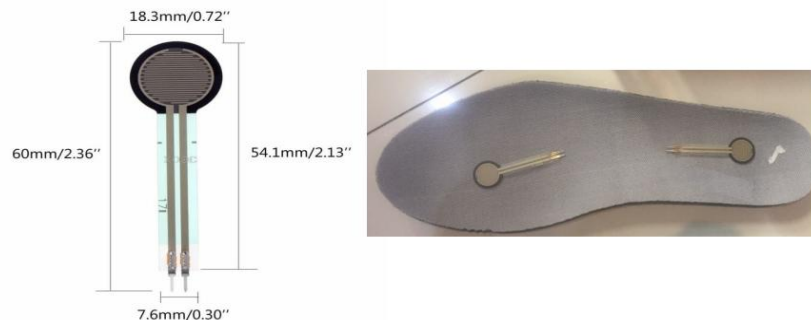
Peletakan sensor pada bagian *heel* dan *toe* dimaksudkan agar mudah untuk menentukan kapan *stance phase* dan *swing phase* terjadi. Pemasangan pada bagian *heel* untuk menentukan *initial contact* sebagai awal dari *stance phase*, sedangkan pada bagian *toe* untuk mengetahui akhir dari *stance phase* yang terjadi tepat saat *terminal stance* menuju *pre-swing*. *Output* dari FSR yang berupa tegangan ini akan menjadi *input* pada rangkaian seperti pada Gambar 3.17 yang merupakan hasil dari penelitian sebelumnya oleh (fauzan dkk,2015). Persamaan dari rangkaian yang digunakan yaitu,

$$V_{o.toe,heel} = V_{ref} \left( 1 + \frac{RG}{R_{FSR.toe,heel}} \right) \quad (3.7)$$

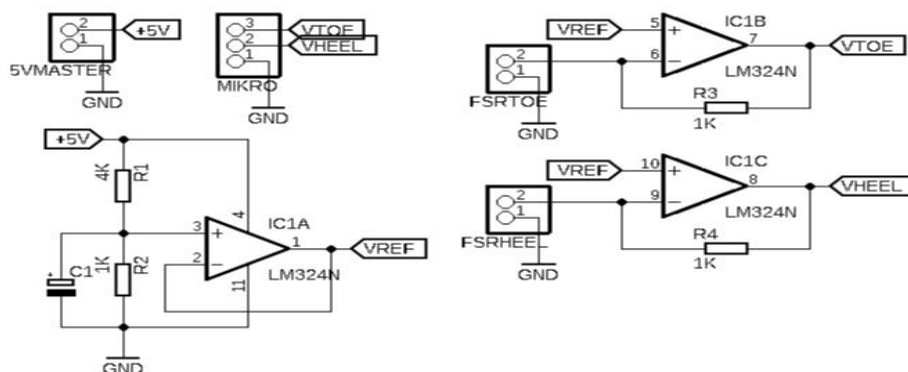
Dimana  $V_{o.toe,heel}$ ,  $V_{ref}$ ,  $RG$  dan  $R_{FSR.toe,heel}$  berturut-turut adalah tegangan keluaran pada masing-masing sensor FSR, tegangan referensi, resistor *gain* dan nilai perubahan resistansi masing-masing sensor FSR. Penggunaan tegangan referensi,  $V_{ref}$ , digunakan untuk mengatur tegangan *output* minimum FSR ketika tidak ada gaya yang diterapkan. Tegangan referensi dipilih bernilai sekitar 1 volt.

### 3.3.3 Rangkaian Keseluruhan Modul

Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, bahwa pada penelitian ini terdiri dari modul master yang dipasangkan pada segmen *thigh*, dan juga modul slave yang dipasangkan pada segmen *shank*, sedangkan untuk *gait* sensor yang terdiri dari sensor *accelerometer*, *gyroscope* dan FSR terhubung dengan modul slave melalui koneksi kabel.



**Gambar 3.16** Sensor FSR *interlink* 402



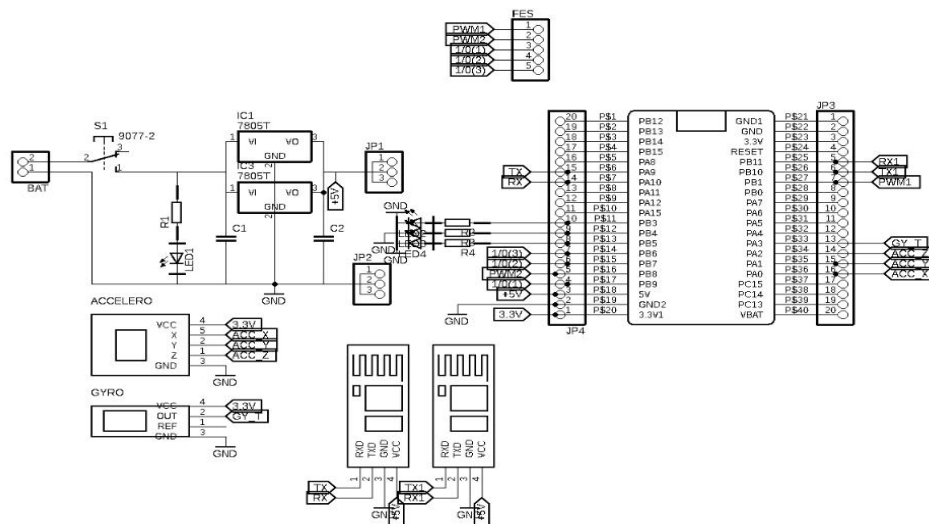
**Gambar 3.17** Rangkaian pengubah arus FSR ke tegangan dengan referensi

### 3.3.3.1 Modul Master

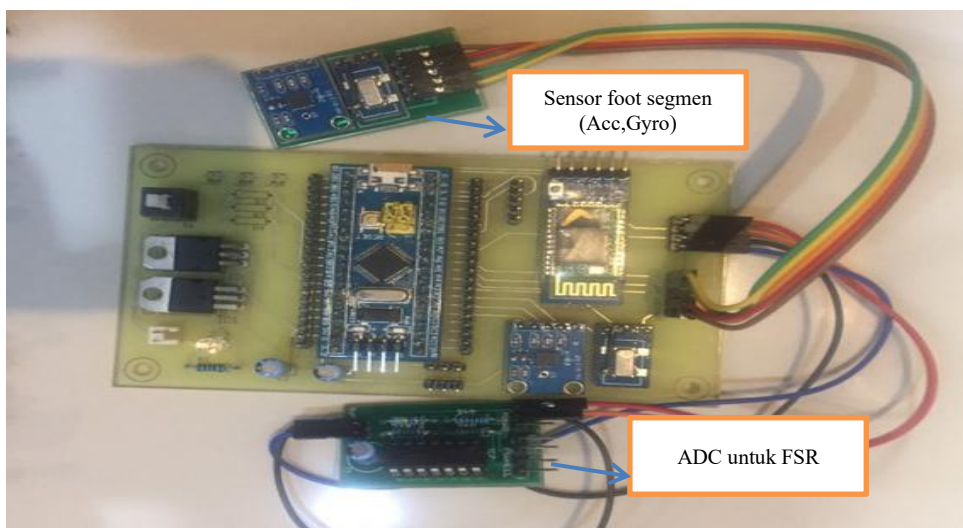
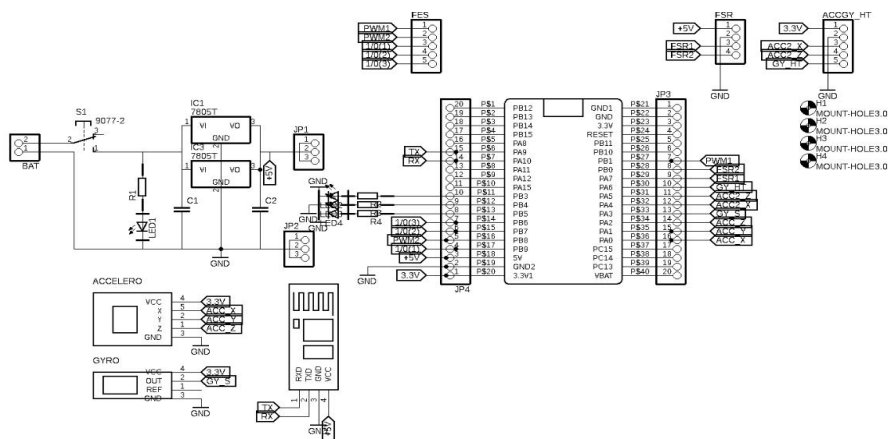
Untuk skematik dari modul master ini dapat dilihat pada Gambar 3.18. Pada modul master ini terdiri dari mikrokontroler STM32F103C8T6 yang berfungsi untuk proses komputasi dan juga penyedia fasilitas ADC, sinyal PWM *channel 1/0*. Selain itu pada modul ini juga terdiri dari rangkaian *power supply* yang terpisah dengan *supply* untuk rangkaian FES. Terdapat 2 modul *bluetooth* HC-05 yang masing-masing terhubung dengan PC dan modul slave. Sensor yang terdapat pada modul ini yaitu berjumlah 1 sensor *accelerometer* dan 1 sensor *gyroscope* yang berfungsi untuk menangkap parameter *tilt* pada segmen *thigh*. Untuk proses filter semua dilakukan pada modul master ini.

### 3.3.3.2 Modul Slave dan *Gait* sensor

Untuk skematik dari modul slave ini dapat dilihat pada Gambar 3.19. Pada modul slave ini terdiri dari mikrokontroler STM32F103C8T6 yang berfungsi sebagai penyedia fasilitas ADC, sinyal PWM dan *channel 1/0*. Selain itu pada modul ini juga terdiri dari rangkaian *power supply* yang terpisah dengan *supply* untuk rangkaian FES. Terdapat 1 modul *bluetooth* HC-05 yang terhubung dengan modul master. Sensor yang terdapat pada modul ini yaitu berjumlah 1 sensor *accelerometer* dan 1 sensor *gyroscope* yang terletak pada modul slave berfungsi untuk menangkap parameter *tilt* pada segmen *shank*. Sedangkan untuk *gait* sensor pada segmen *foot* terdiri dari sensor *accelerometer*, *gyroscope* dan FSR terhubung dengan modul slave melalui koneksi kabel.



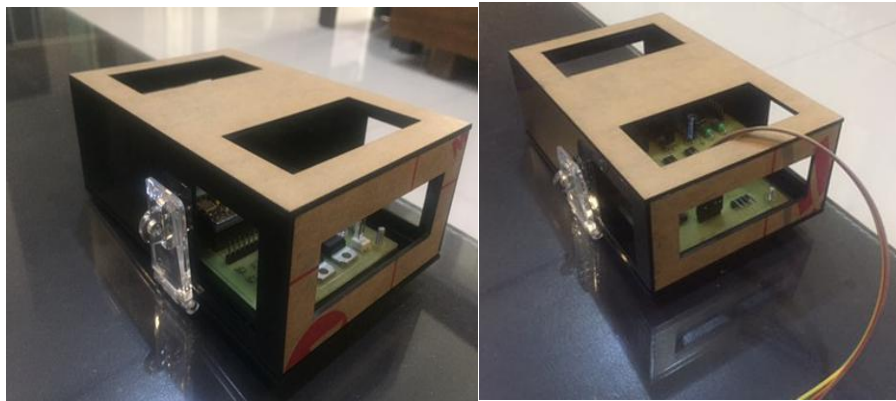
Gambar 3.18 Modul *master* pada segmen *thigh*



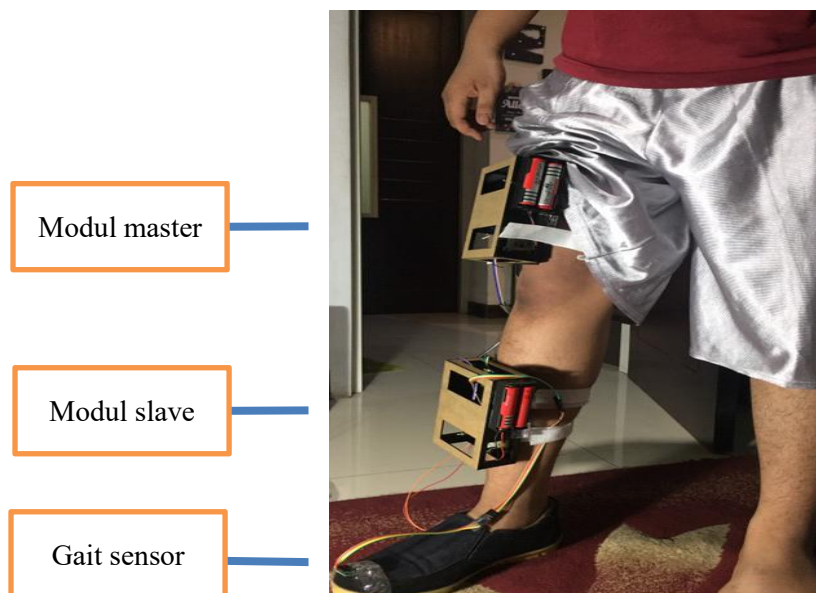
Gambar 3.19 Modul *slave* pada segmen *shank*

### 3.3.3 Integrasi Keseluruhan Sistem *Hardware*

Rangkaian modul *master* dan *slave* yang masing-masing terdapat rangkaian FES, diletakan pada *black box* (Gambar 3.20) yang telah dikaitkan dengan velcro. *Black box* tersebut dipasangkan sesuai segmen dari masing-masing modul. Untuk gait sensor yang terhubung dengan modul *slave*, menggunakan koneksi kabel yang tidak terlalu panjang sehingga tidak mengganggu pergerakan dari subjek. Untuk pemasangan seluruh *hardware* pada subjek dapat dilihat pada Gambar 3.21.



Gambar 3.20 Rangkaian modul *master* dan *slave* pada *black box*



Gambar 3.21 Pemasangan seluruh sistem *hardware*

### 3.4 Perancangan Software

Dalam perancangan *software* ini , terdiri dari dari beberapa pemrograman yang diperlukan untuk menyelesaikan penelitian ini diantaranya adalah program yang digunakan pada mikrokontroler STM32F103C8T6 pada bagian modul *slave*; mikrokontroler STM32F103C8T6 pada modul *master*; dan *User Interface*. Perancangan software pada modul slave adalah proses akuisisi data sensor dan komunikasi antar mikro dengan modul *master*. Perancangan software pada modul master digunakan untuk proses penerimaan data dari *slave* ,akuisisi data dari sensor pada *master* sendiri, perhitungan sensor deteksi sudut dan fase *gait* komunikasi antar mikro dengan *slave* dan PC, serta proses perhitungan FLC dan kontrol untuk stimulator. Sedangkan untuk *User Interface* digunakan untuk menampilkan hasil pembacaan sensor, hasil filter, dan *error* yang dihasilkan.

#### 3.4.1 Software Pada Mikrokontroler

Pada program yang terdapat pada modul *slave* yang menggunakan STM32F103C8T6, serta pada modul *master* yang menggunakan mikro yang sama dengan slave terjadi proses pengolahan sinyal dimana digunakan 10 saluran *analog to digital converter* (ADC) dengan resolusi yang digunakan adalah 12bit untuk mengubah sinyal analog ke bentuk digital. Nilai dari ADC yang akan diproses lagi selanjutnya oleh mikro dapat dilihat pada Persamaan,

$$ADC = \frac{V_{input}}{V_{max}} * 4095 \quad (3.8)$$

Dimana Tegangan maksimum  $V_{max}$  menggunakan 3.3 V yang merupakan nilai tegangan sumber untuk mikrokontroler dengan kisaran nilai ADC adalah 0 hingga 4095. Sedangkan  $V_{input}$  adalah tegangan hasil pembacaan sensor. Setelah konversi data selesai dilakukan, nilai tersebut akan di simpan pada *buffer* terlebih dahulu sebelum dikirim. Penggunaan *buffer* ini bertujuan untuk menjaga keutuhan paket data sebelum di kirim kembali, sehingga saat proses pengiriman berlangsung nilai tersebut tidak akan terjadi hilangnya data karena kesalahan *time sampling* oleh *bluetooth* maupun kabel.

#### 3.4.2 Perhitungan Persamaan Lower Limb Joint Angle

Sebelum dilakukan proses perhitungan sudut pada *lower limb joint* maka ditentukan dulu *tilt angle* pada masing-masing segmen *thigh*, *shank* dan *foot*. Untuk menghitung *tilt angle* dari ke tiga segmen tersebut dapat menggunakan persamaan dari ADC (Persamaan 3.8) dengan *input* berupa percepatan sumbu X ( $A_x$ ) dan sumbu Z ( $A_z$ ). Untuk persamaan *lower limb joint angles* dapat dihitung dengan Persamaan,

$$\theta_k = \theta_t - \theta_s \quad (3.9)$$



$$\theta_a = \theta_f - \theta_s \quad (3.10)$$

dimana  $\theta_k$  adalah sudut *knee joint*,  $\theta_a$  adalah sudut *ankle joint*,  $\theta$  adalah *tilt angle* segmen *thigh*,  $\theta_s$  adalah *tilt angle* segmen *shank*, dan  $\theta_f$  adalah *tilt angle* segmen *foot*, semua dalam satuan derajat.

Untuk inisialisasi *tilt angle* kondisi awal dari masing-masing segmen, telah ditentukan dulu pada mikrokontroler. Untuk inisialisasi ini dilakukan pada saat kondisi subjek dalam keadaan berdiri tegak. Untuk perhitungan *angle joint* terhadap kondisi awal dapat dilihat pada Persamaan,

$$\theta_{k0} = \theta_{t0} - \theta_{s0} \quad (3.11)$$

$$\theta_{a0} = \theta_{f0} - \theta_{s0} \quad (3.12)$$

$$\Delta\theta_k = \theta_k - \theta_{k0} \quad (3.13)$$

$$\Delta\theta_a = \theta_a - \theta_{a0} \quad (3.14)$$

dimana,  $\theta_{k0}$  dan  $\theta_{a0}$  adalah *tilt angle* kondisi awal.  $\Delta\theta_k$  dan  $\Delta\theta_a$  *angle joint* terhadap kondisi awal. Hasil dari perhitungan ini nantinya akan dibandingkan dengan hasil *kalman filter* untuk dilihat pengaruh dari penggunaan filter tersebut.

### 3.4.3 Pengukuran Lower Limb Joint Angle

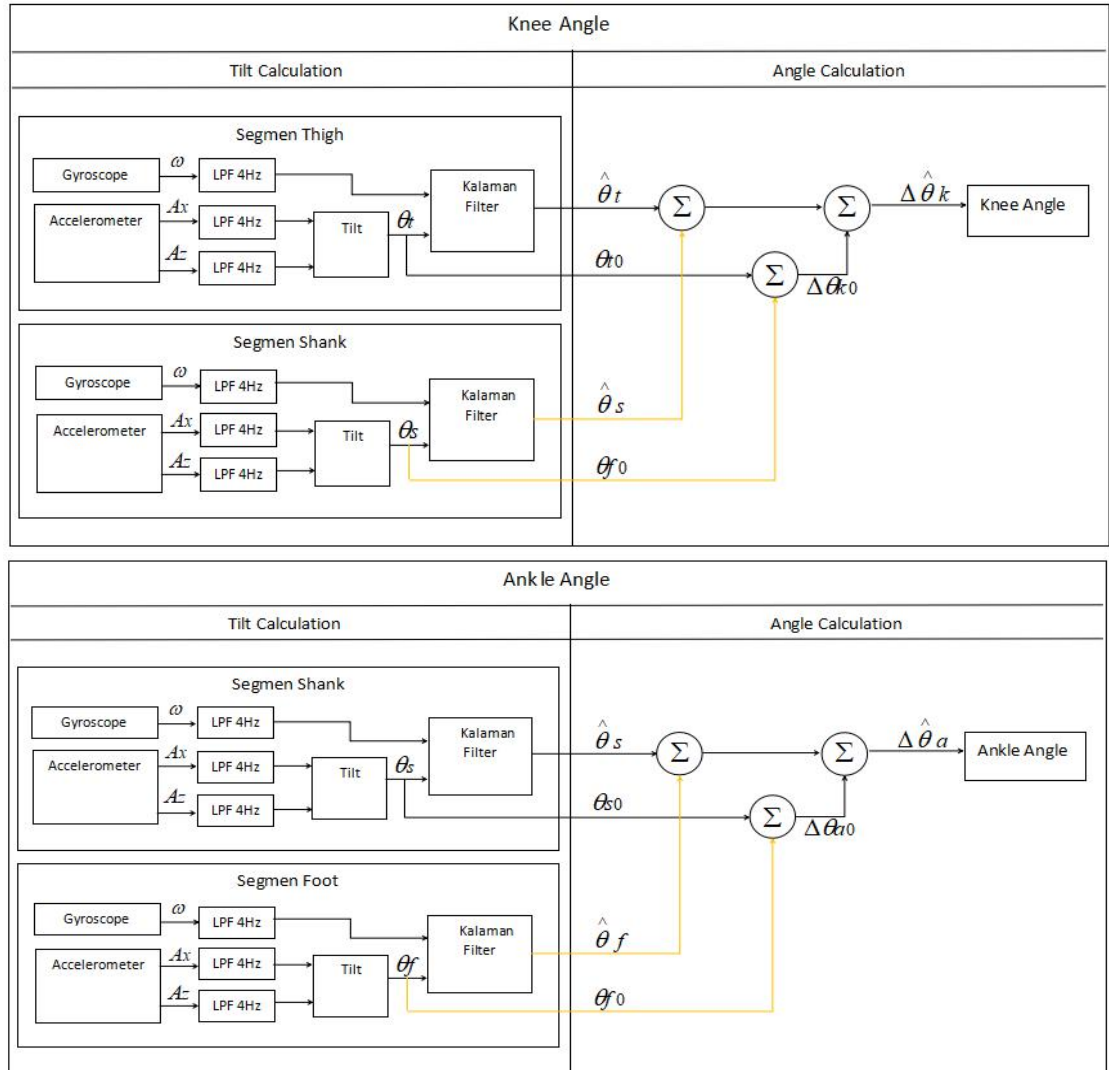
Ilustrasi dari pengukuran *lower limb joint angle* ini dapat dilihat pada Gambar 3.22. Untuk mendapatkan *angle joint* yang dibutuhkan berdasarkan ilustrasi tersebut dilakukan 2 kali tahap filter yaitu *Low Pass Filter* (LPF) dan *Kalman filter*. LPF ini dikenal sebagai metode *pre-processing* sebelum masuk dalam proses *Kalman filter*.

#### 3.4.3.1 Digital Filter Low Pass Filter 2nd order dan Kalman Filter

Sebelum masuk kedalam proses *Kalman filter*, terlebih dahulu dilakukan metode *pre-processing*. Metode *pre-processing* yang digunakan adalah *digital lowpass filter order 2*, dengan frekuensi *cutoff* 4 Hz, mengingat frekuensi normal *gait* tidak lebih dari 2 Hz (2 langkah per detik). *Pre-processing* ini juga diterapkan pada *output FSR* dan *output gyroscope* agar hasil perhitungan *tilt gyroscope* sefase dengan hasil *tilt accelerometer*. Persamaan dari filter LPF ini dapat ditunjukkan pada Persamaan,

$$y(n) = 1.6475 * y(n-1) - 0.7009 * y(n-2) + 0.0134 * x(n) + 0.0267 * x(n-1) + 0.0134 * x(n-2) \quad (3.15)$$

Nilai  $y$  merupakan hasil keluaran dari *filter*, nilai  $x$  merupakan masukan *filter* atau hasil pembacaan sensor dan nilai  $n$  adalah jumlah sampel data. Dengan adanya *filter* ini, hasil keluaran yang dari sensor yang memiliki fluktuasi tinggi menjadi mengeluarkan hasil keluaran yang lebih *smooth* sehingga dapat digunakan lebih baik pada proses selanjutnya.



**Gambar 3.22** Perhitungan *knee* dan *ankle joint*

Untuk mendapatkan perubahan sudut dari obyek, digunakan *kalman filter* perhitungan seperti berikut,

$$\hat{X}(n) = \hat{X}(n|n-1) + K(y(n) - H\hat{X}(n|n-1)) \quad (3.16)$$

$\hat{x}(n)$  adalah nilai pada waktu ke  $n$ , sedangkan  $\hat{x}(n|n-1)$  adalah pada waktu yang sebelumnya, sedangkan  $K$  adalah vector penguatan Kalman. Perhitungan penggunaan *kalman filter* serta *digital LPF* menggunakan referensi dari penelitian yang dilakukan oleh (Fauzan dkk, 2015).

Langkah terakhir untuk mendapatkan *knee* dan *ankle joint* dari pengukuran *lower limb joint angle* ini yaitu hasil dari *tilt angle* pada kalman filter dilakukan perhitungan kembali seperti pada Persamaan ,

$$\Delta\hat{\theta}_k = \hat{\theta}_t - \hat{\theta}_s - \Delta\theta_{k0} \quad (3.17)$$

$$\Delta \hat{\theta}_a = \hat{\theta}_f - \hat{\theta}_s - \Delta \theta_{a0} \quad (3.18)$$

$$\Delta \theta_{k0} = \theta_{t0} - \theta_{s0} \quad (3.19)$$

$$\Delta \theta_{a0} = \theta_{f0} - \theta_{s0} \quad (3.20)$$

dimana  $\Delta \hat{\theta}_k$  dan  $\Delta \hat{\theta}_a$  berturut-turut adalah hasil estimasi sudut *knee* dan *ankle*.  $\Delta \theta_{k0}$ , dan  $\Delta \theta_{a0}$  berturut-turut adalah sudut *knee* dan *ankle* pada posisi awal subyek berdiri tegak.  $\hat{\theta}_t, \hat{\theta}_s$  dan  $\hat{\theta}_f$ , dan berturut-turut adalah *tilt* hasil estimasi *Kalman filter* pada segmen *thigh, shank* dan *foot*.

### 3.4.4 Fuzzy Logic Controller

Penggunaan FLC pada penelitian ini seperti yang dijelaskan pada Gambar 3.2 yang merupakan hasil dari penelitian sebelumnya oleh ( Arifin dkk , 2006 ). Parameter yang dibutuhkan dalam FLC ini yaitu, *error* yang dihasilkan dari perhitungan sudut yang merupakan perbandingan nilai *actual angle*  $\theta_{\max-1}$  pada *cycle* sebelumnya (*cycle ke-n-1*) dan *target angle*  $\theta_{\text{target}}$ . Dari perhitungan sudut juga digunakan untuk menentukan nilai *desired range*, yang merupakan perbandingan nilai maksimum *knee extension angle* dan *ankle plantarflexion angle* pada *cycle* saat ke *n*, dengan target maksimum *knee flexion angle* dan *ankle dorsiflexion angle*. Parameter-parameter tersebut digunakan sebagai *input* pada sistem FLC. Sedangkan *output* dari FLC ini nantinya dapat digunakan untuk mengatur *stimulation burst duration* pada FES. Berdasarkan target otot dari penelitian ini, penelitian ini menggunakan *Multi Input Single Output* (MISO) untuk otot *Tibialis Anterior* (TA) dan *Vastus* (VA) juga *Single Input Single Output* (SISO) untuk otot *Gastrocnemius* (GC).

Nilai defuzzifikasi yang merupakan hasil *output* dari FLC ( $\Delta T B[n]$ ), digunakan untuk proses *summing* dengan *stimulation burst duration* pada *cycle* sebelumnya ( $TB[n-1]$ ), sehingga didapatkan *stimulation burst duration* pada *cycle* saat ini ( $TB[n]$ ), yang digunakan untuk mengatur lamanya stimulasi pada otot. Sistem ini dikatakan sebagai *cycle-to-cycle control* karena *output* dari *cycle* sebelumnya ( $TB[n-1]$ ) dapat digunakan sebagai *input* untuk mengatur *stimulation burst duration* pada *cycle* saat ini ( $TB[n]$ ). Persamaan untuk mendapatkan *stimulation burst duration* ini dapat dilihat pada Persamaan 2.1.

Untuk dapat menentukan *fuzzy rule*, terlebih dahulu parameter *input* dan *output* yang ada diubah menjadi *fuzzy value* berupa *fuzzy linguistic term* seperti pada Tabel 3.1.

**Tabel 3.1** Fuzy Linguistic Term

Input		Output
<i>Desired range</i>	<i>Error</i>	$\Delta TB^*$
S	NL	NL1

M	NM	NL
L	NS	NM
	Z	NS
	PS	Z
	PM	PS
	PL	PM
		PL
		PL1

S = Small ; M = Medium ; L = Large ; NL1 = Negative Large 1 ; NL = Negative Large ; NM = Negative Medium ; NS = Negative Small; Z = Zero ; PS = Positive Small ; PM = Positive Medium ; PL = Positive Large ; PL1 = Postirive Large 1.

Berdasarkan *fuzzy linguistic term* yang telah dibuat sebelumnya maka dapat ditentukan *fuzzy rule* yang berguna untuk menentukan keluaran dari *output*  $\Delta TB[n]$  yang merupakan *output* dari FLC. *Fuzzy rule* yang didesain dapat dilihat pada Tabel 3.2

Dari FLC yang dibuat ini, didesain suatu *stimulation schedule* yang berfungsi untuk mengatur kapan ketiga FLC untuk masing-masing otot target berkerja. *Stimulation schedule* yang didesain pada penelitian ini mengacu pada referensi oleh ( Arifin dkk, 2006), ditunjukkan pada Gambar 3.23.

### 3.4 Perancangan Sistem *Wireless*

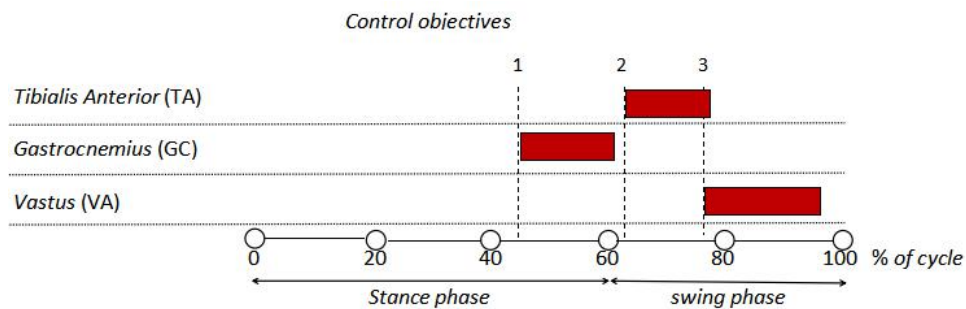
Dalam perancangan sistem *wireless* ini , memanfaatkan 3 buah modul *bluetooth* (HC05). 1 buah HC05 dipasangkan pada modul *slave* dan 2 buah HC05 dipasangkan pada modul *master*. Fungsi dari HC05 yang terdapat pada modul *slave* berguna untk melakukan komunikasi data atau menerima perintah dari modul *master* yang telah dilakukan *autopairing* sebelumnya. Sedangkan 1 buah HC05 lain pada modul *master* berfungsi untuk tersambung dengan PC.

Dalam proses penerimaan data dari modul *slave* yang dikirimkan ke modul *master* kemudian dikirimkan ke PC terdapat beberapa perintah tertentu yang dimana perintah tersebut memiliki fungsi berbeda-beda. Dalam pemrograman serta pemberian perintah semua diproses oleh mikrokontroler yangdigunakan (STM32F103C8T6) pada masing-masing modul *master* dan *slave*. Untuk pemrograman dari STM32F103C8T6 pada penelitian ini menggunakan *software* CoIDE.

**Tabel 3.2** Fuzzy Rule untuk FLC

Error \ Desired range	S	M	L
NL	PL	PL1	PL1
NM	PM	PL	PL1
NS	PS	PM	PL

<b>Z</b>	<b>Z</b>	<b>Z</b>	<b>Z</b>
<b>PS</b>	NS	NM	NL
<b>PM</b>	NM	NL	NL1
<b>PL</b>	NL	NL1	NL1



**Gambar 3.23** Stimulation schedule untuk setiap otot target. Control objectives: (1) Heel Off, (2) Toe Off (TO), dan (3) Maximum Knee Flexion at Swing Phase (MKFsw)

Modul *slave* penelitian berguna untuk mendapatkan parameter berupa nilai dari *accelerometer* dan *gyroscope* serta hasil sensor FSR yang dipasangkan pada segmen *shank* dan *foot*. Modul *slave* akan mengirimkan parameter tersebut setelah mendapat perintah dari modul *master*. Modul *slave* diprogram tanpa menggunakan *timer*, sehingga hanya akan mengirimkan data secara terus menerus ketika perintah dari modul *master* aktif terus menerus akibat penggunaan *timer* pada modul *master*, hal ini bertujuan untuk menghindari terjadinya tabrakan antara *timer* modul *master* dengan *slave*.

Setelah modul *master* menerima parameter yang dikirimkan oleh modul *slave*, maka proses komputasi berupa perhitungan dari *lower limb joint angle* dan FLC dapat dilakukan untuk memberikan *output* berupa *stimulation burst duration* pada rangkaian FES yang telah didesain. Modul *master* sendiri dalam penelitian ini masih harus menerima perintah tertentu dari PC yang kemudian baru bisa memberikan perintah pada modul *slave*. Secara umum, sistem *wireless* yang dirancang bersifat *point to point*.

## BAB 4 PENGUJIAN SISTEM

Bab ini menjelaskan bagaimana cara dan urutan pengujian dari masing-masing *hardware* dan *software* pada penelitian ini. Pengujian ini akan dibagi menjadi beberapa subbab yaitu Pengujian *electrical stimulator* yang terdiri dari pengujian rangkaian *boost converter*, pengujian rangkaian *pulse generator*, pengujian rangkaian *driver channel* dan pengujian awal *electrical stimulator* pada *tibialis anterior*. Kemudian pengujian sistem sensor yang terdiri dari pengujian sensor FSR, pengujian respon *accelerometer* dan *gyroscope*, pengaruh *pre-processing* ( LPF 4Hz) terhadap respon *accelerometer* dan *gyroscope*, pengujian kalibrasi sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter* menggunakan kaki buatan, pengujian pengukuran *tilt angle* pada sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dan hasil *kalman filter*, pengujian pengukuran *lower limb joint angle* dengan sensor *accelerometer* dan *gyroscope*, pengujian pengukuran *lower limb joint angle* pada siklus *gait*. Dan terakhir pengujian gabungan *electrical stimulator* dengan sistem sensor yang terdiri dari pengujian dengan subjek kondisi duduk pada otot *vastus* dan pengujian sistem *close-loop* FES dengan subjek kondisi berjalan.

### 4.1 Pengujian *Electrical Stimulator*

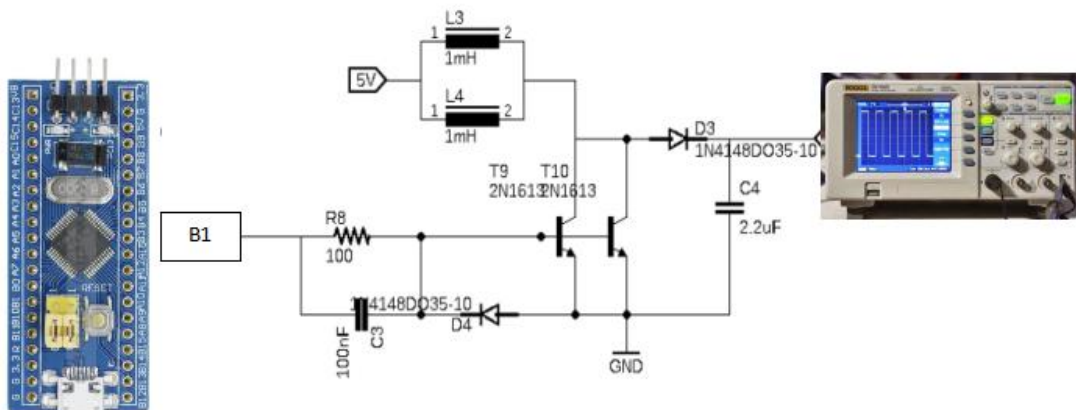
Pengujian *electrical stimulator* ini meliputi pengujian dari seluruh rangkaian yang ada pada masing-masing blok rangkaian *electrical stimulator* terdiri dari pengujian rangkaian *boost converter*, *pulse generator* dan *driver channel*. Serta pengujian awal *electrical stimulator* pada *tibialis anterior*.

#### 4.1.1 Pengujian Rangkaian *Boost Converter*

Rangkaian *boost converter* yang digunakan dalam penelitian ini, menggunakan sinyal *input* PWM1 yang dibangkitkan oleh mikrokontroler dengan memanfaatkan fasilitas *pwm timer*. Pin yang digunakan untuk PWM 1 ini yaitu pin B1 ( *timer 3* , *channel 4* ). Pengujian dilakukan dengan mengubah *switching frequency* dengan rentang 10 KHz hingga 20 KHz, serta mengubah *duty cycle* dari 0% hingga 100%. Untuk melihat sinyal PWM 1 yang dibangkitkan dan juga *output* dari *boost converter*, dapat dengan menggunakan osiloskop. *Input* lain berupa sumber tegangan 5V yang masuk pada rangkaian induktor paralel. Ilustrasi dari pengujian rangkaian *boost converter* ini dapat dilihat pada Gambar 4.1.

#### 4.1.2 Pengujian Rangkaian *Pulse Generator*

Pengujian berikutnya yaitu pada rangkaian *pulse generator*. *Output* dari rangkaian *boost converter* menjadi *input* pada kaki emitter transistor pnp pada rangkaian *pulse generator*. *Input* lain berupa sinyal PWM 2 yang dibangkitkan oleh mikrokontroler dengan memanfaatkan *pwm timer*. PWM 2 di *set* dengan

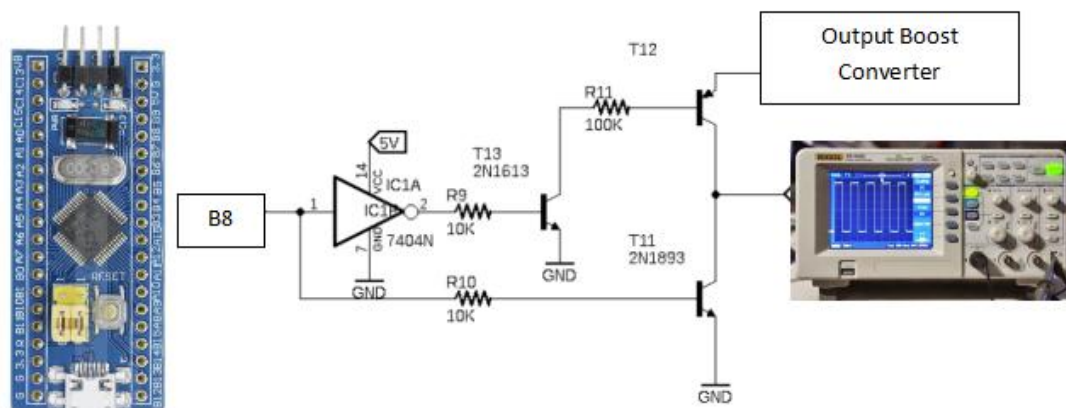


**Gambar 4.1** Pengujian rangkaian *boos converter*

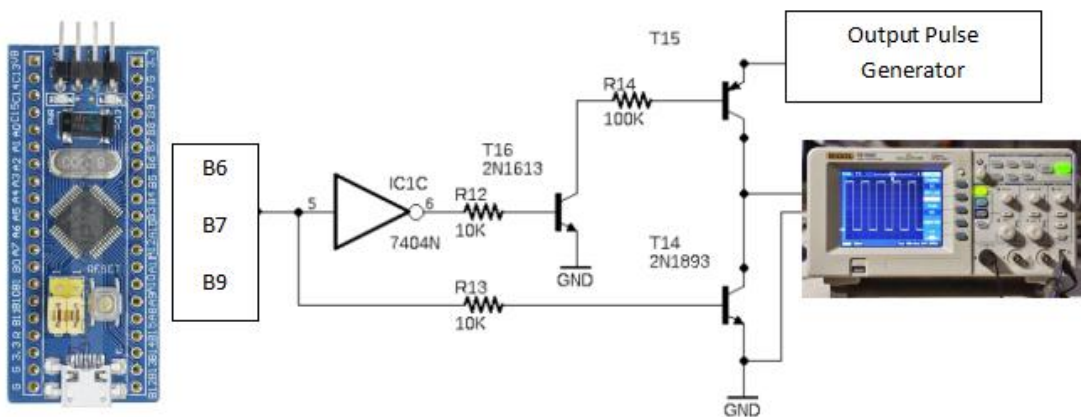
frekuensi sebesar 20 Hz , *pulse width* 50 ms dan *duty cycle* sebesar 98%. Pin yang digunakan yaitu pin B8 ( *timer 4, channel 3* ). PWM 2 ini menjadi *input* pada IC *inverter* 74LS04N dan juga resistor. Untuk pengujian sendiri, yaitu dengan mengubah *switching frequency* dan *duty cycle* pada PWM 1 sama halnya dengan pengujian rangkaian *boost converter*. Sedangkan untuk PWM 2 di *set* selalu tetap. Untuk melihat hasil *output* dapat dengan menggunakan osiloskop. Untuk ilustrasi dari pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 4.2.

#### 4.1.3 Pengujian Rangkaian *Driver Channel*

Pengujian terakhir dari rangkaian *electrical stimulator* yaitu rangkaian *driver channel* yang merupakan *output* terakhir dari *electrical stimulator*. *Output* dari *pulse generator* dari rangkaian sebelumnya, menjadi *input* pada kaki emitter transistor pnp pada rangkaian *driver channel*. *Input* lain berupa sinyal logika 1/0 yang masuk pada IC *inverter* 74LS04N dan juga resistor. Pin yang digunakan



**Gambar 4.2** Pengujian rangkaian *pulse generator*

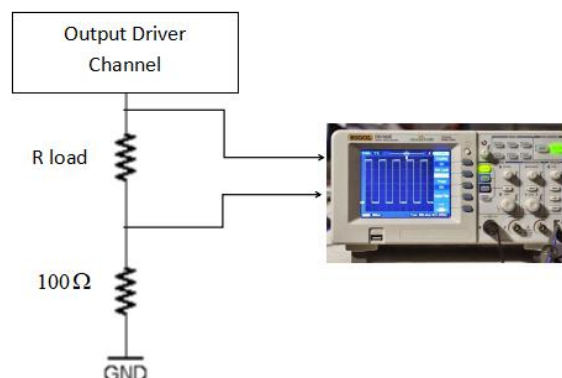


**Gambar 4.3** Pengujian rangkaian *driver channel*

untuk sinyal 1/0 ini yaitu B6, B7 dan B9. Jumlah pin yang digunakan sesuai dengan jumlah *channel* yang ada (3).

Terdapat 2 cara pengujian dari rangkaian *driver channel* ini. Pertama yaitu dengan memberi *input* dari hasil *pulse generator*. PWM 1 dan PWM 2 yang digunakan seperti pada pengujian rangkaian *pulse generator*. Sedangkan untuk *input* lain berupa sinyal 1 (3.3V) dan sinyal 0 (0V). Kemudian dilihat hasil *output* pada osiloskop. Untuk ilustrasi pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 4.3.

Pengujian kedua yaitu untuk Pada bagian *output* rangkaian *driver channel* diberi 2 buah resistor yang dirangkai seri seperti pada Gambar 4.4. Resistor 1 k $\Omega$  digunakan untuk memonitor arus yang melwati resistor beban. Dengan menggunakan *drop* tegangan pada resistor 100  $\Omega$  maka arus yang mengalir pada resistor beban dapat dihitung dengan mudah. Nilai resistor beban yang digunakan seperti yaitu 100  $\Omega$  sampai 10 K $\Omega$ . Pengujian menggunakan beban resistor dilakukan untuk mengetahui tegangan dan arus yang dihasilkan. Amplitude dan lebar pulsa dari tegangan diamati dan direkam menggunakan osiloskop.



**Gambar 4.4** Rangkaian monitor arus *driver channel*



#### **4.1.4 Pengujian Awal *Electrical Stimulator* pada *Tibialis Anterior***

Pengujian dilakukan dengan cara menerapkan *electrical stimulator* hasil desain untuk menstimulasi *tibialis anterior* pada subyek normal. Subyek diminta untuk duduk rileks dengan menggantungkan kaki kanan tanpa menggerakannya. Kemudian, subjek distimulus dengan mengganti-ganti *duty cycle* pada *boost* yaitu rentang 5% hingga 25% kemudian dilihat hasil dari pergerakan oleh otot *tibialis anterior*.

#### **4.2 Pengujian Sistem Sensor**

Hal yang diuji dalam pengujian sistem sensor ini meliputi pengujian sensor FSR, pengujian respon *accelerometer* dan *gyroscope*, pengaruh *pre-processing* (LPF 4Hz) terhadap respon *accelerometer* dan *gyroscope*, pengujian kalibrasi sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter* menggunakan kaki buatan, pengujian pengukuran *tilt angle* sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dan hasil *kalman filter*, pengujian pengukuran *lower limb joint angle* dengan sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dan yang terakhir yaitu pengujian pengukuran *lower limb joint angle* pada siklus *gait*.

##### **4.2.1 Pengujian Sensor FSR**

Pada uji awal, rangkaian FSR dipasang pada subyek dan diminta untuk berjalan normal. Pada saat proses berjalan, sensor FSR akan mengukur hasil kontak kaki dan lantai berdasarkan pembacaan sensor FSR yang telah dipasang pada tempat yang telah ditentukan. Data analog berupa tegangan dari rangkaian pengubah arus ke tegangan dikonversi ke data digital menggunakan 12 bits *internal analog to digital converter* (ADC) pada mikrokontroler STM32F103C8T6. Data digital tersebut dikonversi lagi menjadi nilai analog yang disesuaikan dengan tegangan catudaya dan resolusi ADC yang digunakan kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC secara *real time* untuk ditampilkan dan disimpan. Pada pengujian ini dilakukan tanpa proses filter dan dengan proses filter (LPF 4Hz) untuk dilihat pengaruh dari penggunaan filter.

##### **4.2.2 Pengujian Respon *Accelerometer* dan *Gyroscope***

Pada pengujian respon *accelerometer* dan *gyroscope* ini, pengujian menggunakan *accelerometer* dan *gyroscope* yang terpasang pada segmen *thigh* (modul *master*) dan *shank* (modul *slave*) dengan sumbu seperti yang telah dijelaskan pada Gambar 3.14.

Untuk pengujian ini dilakukan dengan 2 tahap. Pada uji pertama, *accelerometer* dan *gyroscope* diukur dalam kondisi diam dengan *tilt angle* pengukuran mendekati 0°. Pada uji kedua, *accelerometer* dan *gyroscope* digerakkan dan dihitung *tilt angle* dari masing-masing sensor. Perhitungan *tilt angle* untuk masing-masing segmen *lower limb* telah dijelaskan pada BAB 2 dan

3. Hasil dari pengujian kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC secara *real time* untuk ditampilkan pada *interface* dan kemudian disimpan.

#### **4.2.3 Pengaruh *Pre-processing* ( LPF 4Hz ) Terhadap Respon *Accelerometer* dan *Gyroscope*.**

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh *pre-processing* berupa *digital lowpass filter order 2*, dengan frekuensi *cutoff* 4 Hz pada keluaran sensor *accelerometer* dan *gyroscope*. Pada pengujian ini, seperti pada pengujian respon *accelerometer* dan *gyroscope* sebelumnya. Pengujian menggunakan *accelerometer* dan *gyroscope* yang terpasang pada segmen *thigh* (modul master) dan *shank* (modul slave) dengan sumbu seperti yang telah dijelaskan pada Gambar 3.14.

Untuk pengujian ini dilakukan dengan 2 tahap. Pada uji pertama, *accelerometer* dan *gyroscope* diukur dalam kondisi diam dengan *tilt angle* pengukuran mendekati 0°. Pada uji kedua, *accelerometer* dan *gyroscope* digerakkan dan dihitung *tilt angle* dari masing-masing sensor. Hasil dari pengujian kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC secara *real time* untuk ditampilkan pada *interface* dan kemudian disimpan.

#### **4.2.4 Pengujian Kalibrasi Sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter* Menggunakan Kaki Buatan**

Pengujian ini bertujuan untuk mengkalibrasi hasil dari pembacaan sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter* menggunakan kaki buatan sebagai media untuk proses kalibrasi. Pada pengujian ini, seperti pada pengujian respon *accelerometer* dan *gyroscope* sebelumnya. Pengujian menggunakan *accelerometer* dan *gyroscope* yang terpasang pada segmen *thigh* (modul master) dan *shank* (modul slave) pada kaki buatan dengan sumbu seperti yang telah dijelaskan pada Gambar 3.14.

Untuk pengujian ini dilakukan dengan 3 tahap pengujian. Pada uji pertama, *accelerometer* dan *gyroscope* diukur dalam kondisi diam dengan *tilt angle* pengukuran mendekati 0° (*hip*, *knee* dan *ankle joint*). Pada uji kedua, dilakukan pengukuran pada *accelerometer* dan *gyroscope* dengan menggerakkan *knee joint* pada kaki buatan dengan kondisi *ankle joint* tetap. Pengujian ketiga yaitu dilakukan pengukuran pada *accelerometer* dan *gyroscope* dengan menggerakkan *ankle joint* pada kaki buatan dengan kondisi *knee joint* tetap. Hasil dari pengujian kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC secara *real time* untuk ditampilkan pada *interface* dan kemudian dibandingkan antara nilai sudut yang ditangkap sensor dengan nilai pada kaki buatan untuk menghitung *Root Mean Square Error*.

#### **4.2.5 Pengujian Pengukuran *Tilt Angle* pada Sensor *Accelerometer* dan *Gyroscope* dengan *Kalman Filter***

Pengujian pengukuran *tilt angle* dengan *kalman filter* ini bertujuan untuk membandingkan hasil pengukuran *tilt angle* pada segmen *thigh*, *shank* dan *foot* menggunakan *accelerometer*, *gyroscope* dan *Kalman filter*. Pada pengujian ini dilakukan pengambilan data dari subjek yang dikondisikan berjalan lurus normal dengan dipasangkan keseluruhan *hardware* ( modul *master*, modul *slave* dan *gait sensor* pada sepatu). Hasil dari pengujian kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC secara *real time* untuk ditampilkan pada *interface* dan kemudian disimpan.

#### **4.2.6 Pengujian Pengukuran *Lower Limb Joint Angle* dengan Sensor *Accelerometer* dan *Gyroscope***

Pengujian pengukuran *lower limb joint angle* ini bertujuan untuk mengetahui rentang dari sudut yang dibentuk oleh *lower limb joint* yang terdiri dari *knee* dan *ankle angle*. Untuk pengujian dari pengukuran *lower limb joint angle* ini subjek akan dipasangkan keseluruhan *hardware* ( modul *master*, modul *slave* dan *gait sensor* pada sepatu) . Pengujian ini akan terdiri dari 2 cara pengujian, yaitu saat subjek berdiri tegak ( kondisi statis ) dan saat subjek berjalan lurus normal ( kondisi dinamis) hasil ini akan dibandingkan dengan sudut dari kaki buatan.

Untuk pengujian statis, subjek akan dikondisikan berdiri tegak dengan melakukan gerakan *flexion* dan *extension* untuk mengetahui rentang sudut yang terbentuk dari *lower limb joint* ( *knee* dan *ankle* ) saat kondisi berdiri. Sedangkan untuk pengujian dinamis, subjek akan dikondisikan berjalan lurus normal sehingga dapat diketahui rentang sudut yang terbentuk dari *lower limb joint* ( *knee* dan *ankle* ) saat kondisi berjalan. Hasil dari kedua pengujian kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC untuk ditampilkan pada *interface* dan kemudian disimpan.

#### **4.2.7 Pengujian Pengukuran *Lower Limb Joint Angle* pada Siklus *Gait***

Hasil pengukuran *lower limb joint angles* serta *output FSR sensor* dan *gait event* pada seorang subyek berjalan normal pada pengujian sebelumnya selanjutnya akan digunakan untuk analisa *gait* dengan menentukan *temporal parameter* dan *joint angles parameter*. Untuk menentukan *temporal parameter* maka dari jumlah data yang ada dibagi menjadi beberapa area untuk diambil 1 siklus *gait*. Untuk mengambil 1 siklus *gait*, maka *parameter* yang digunakan adalah data *heel* dan *toe*. *Temporal parameter* merupakan parameter waktu pada *gait event* seperti waktu IC, FF, HO, TO, *Tstance*, *Tswing* dan lainnya. *Joint angle parameter* adalah sudut maksimum *flexion* dan *extension* tiap sendi pada waktu *stance* maupun *swing*. Selain itu, sudut yang terukur tiap kejadian *gait* juga termasuk kedalam *joint angle parameter* ( *knee* dan *ankle joint* ) Subjek dalam penelitian ini akan diukur data *gait parameter*nya dalam dua kondisi yaitu

berjalan normal dan berjalan secara *foot drop*. Hasil dari kedua pengujian kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC untuk ditampilkan pada *interface* dan kemudian disimpan.

### **4.3 Pengujian Gabungan *Electrical Stimulator* dengan Sistem Sensor**

Pada pengujian gabungan *electrical stimulator* dengan sistem sensor ini terdiri dari 2 pengujian, yaitu pengujian dengan subjek kondisi duduk pada otot *vastus* dan pengujian sistem *close-loop* FES dengan subjek kondisi berjalan.

#### **4.3.1 Pengujian dengan Subjek Kondisi Duduk pada Otot *Vastus***

Untuk pengujian ini dilakukan dengan cara menstimulasi otot *vastus* pada seorang subjek normal dan diukur perubahan sudut yang terjadi pada *knee joint*. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui sudut ayunan maksimal dari gerak *knee extension* yang dihasilkan. Prosedur pengujiannya adalah subjek diminta untuk duduk rileks dikursi dengan menggantungkan kaki kanan tanpa menggerak-gerakkannya dan sudut awal ini dibuat 90°. Kemudian sinyal PWM 1 pada mikrokontroler diubah-ubah nilai *duty cycle* dari rentang 5% hingga 25%. Hasil dari pengujian kemudian dikirim oleh mikrokontroler ke PC untuk ditampilkan pada *interface* dan kemudian disimpan.

#### **4.3.2 Pengujian Sistem *Close-loop* FES dengan Subjek Kondisi Berjalan**

Proses pengujian ini, bertujuan untuk mengetahui bagaimana hasil sudut yang didapatkan pada keseluruhan sistem *hardware* maupun *software* pada penelitian ini. Pada pengujian ini yang menjadi target dari stimulasi FES yaitu otot *Tibialis Anterior* (TA), *Gastrocnemius* (GC), dan *Vastus* (VA). Pada pengujian ini, parameter sinyal PWM1 yang digunakan dengan *duty cycle* 25%. Pada pengujian ini, terdapat Subjek yang berjalan lurus secara *foot drop*. Subjek kemudian distimulasi dengan FES yang dikontrol dengan FLC (*close-loop* FES), dan hasil pengukuran sudut pada *knee* dan *ankle* direkam. Data ini dikirimkan menuju PC melewati *Bluetooth* untuk ditampilkan pada *interface* yang sudah disediakan Hasil yang didapat kemudian direkam/save pada program Delphi 7, dan digunakan untuk proses komputasi selanjutnya. Kemudian dibandingkan parameter yang didapatkan antara orang berjalan *foot drop* tanpa stimulus FES dan dengan stimulus FES.

## BAB 5 HASIL DAN PEMBAHASAN

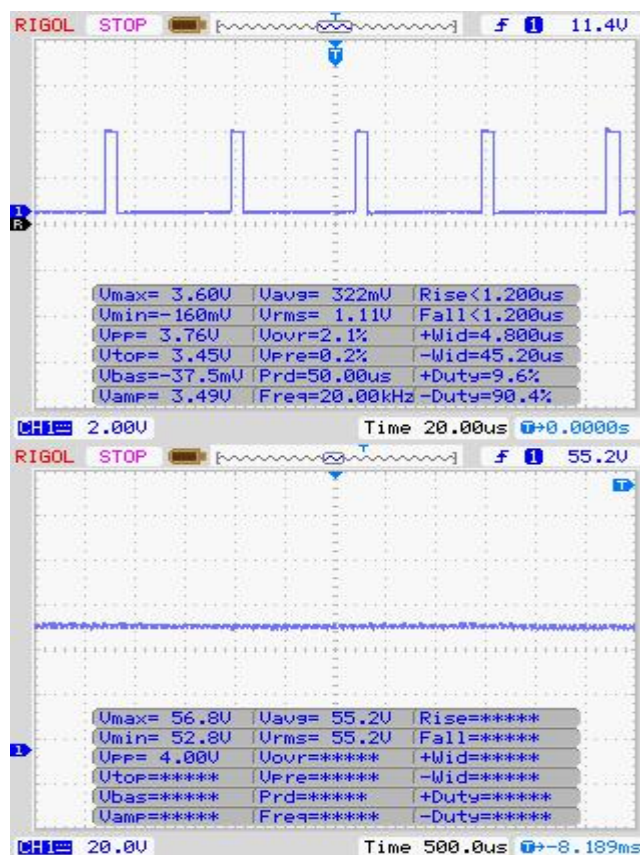
Pada Bab ini akan membahas hasil dari pengujian yang telah dilakukan. Urutan pembahasan disesuaikan dengan yang telah dijelaskan sebelumnya di bab 4.

### 5.1 Pengujian *Electrical Stimulator*

Pada subbab ini akan membahas hasil pengujian dari *electrical stimulator* yang meliputi pengujian dari seluruh rangkaian yang ada pada masing-masing blok rangkaian *electrical stimulator* terdiri dari pengujian rangkaian *boost converter*, *pulse generator* dan *driver channel*. Serta pengujian awal *electrical stimulator* pada *tibialis anterior*.

#### 5.1.1 Pengujian Rangkaian *Boost Converter*

Seperti yang telah dijelaskan pada bab 4, untuk pengujian dari *boost converter* yaitu dengan mengubah parameter dari PWM 1 yang digunakan meliputi *switching frekuensi* ( antara 10 KHz hingga 20 KHz ) dan *duty cycle* (antara 0% hingga 100%) . Kedua paramter ini dapat diubah dengan menngubah parameternya pada mikrokontroler. Contoh hasil dari pembangkitan sinyal PWM 1 dan *output* rangkaian *boost converter* dapat dilihat pada Gambar 5.1

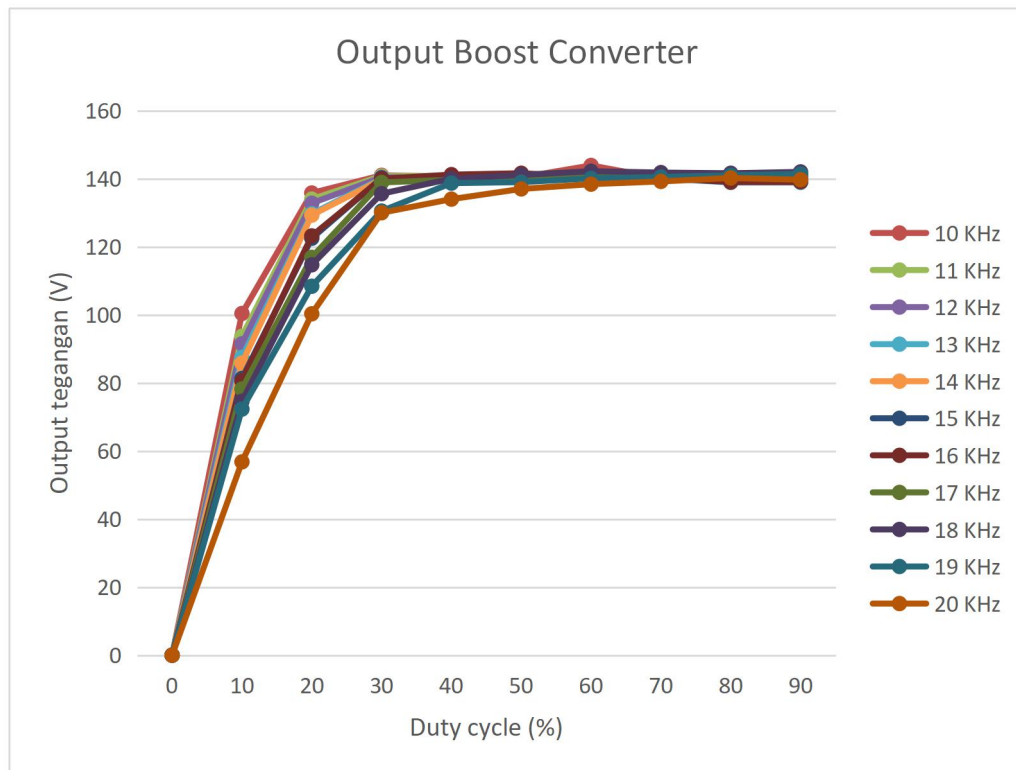


**Gambar 5.1** Hasil pembangkitan sinyal PWM1 20 KHz; *duty cycle* 10% (atas) dan output *boost converter* (bawah)

Hasil dari pengujian rangkaian *boost converter* ini dapat dilihat pada Gambar 5.2 dan Tabel 5.1. Dapat dilihat bahwa semakin besar *duty cycle* dari PWM 1 yang diberikan maka *output* yang didapatkan cenderung semakin besar pula, walau pada percobaan tertentu terjadi penurunan yang tidak signifikan. Sedangkan pengaruh dari *switching frequency* terhadap *output* tegangan yaitu semakin besar *switching frequency* yang diberikan, *output* tegangan cenderung turun namun hanya pada ketika *duty cycle* yang rendah. Pada saat *switching frequency* tinggi, kenaikan tegangan yang dihasilkan pada *duty cycle* yang terus naik akan semakin sempit. Hal ini memudahkan untuk memperoleh tegangan yang diinginkan

**Tabel 5.1** Ouput rangkaian boost converter (V) ; Ket : (Nr) = no ringing , (R) = ringing

Duty Cyc. / Switch Freq	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%
10 KHz	0 (Nr)	100.4 (R)	135.8 (R)	141 (R)	140.6 (R)	140.4 (R)	143.9 (R)	140.1 (R)	140 (R)	139 (R)
11 KHz	0 (Nr)	93.7 (Nr)	134 (R)	140.8 (R)	140.8 (R)	140.6 (R)	140.6 (R)	140.6 (R)	140.6 (R)	140.6 (R)
12 KHz	0 (Nr)	91.5 (Nr)	132.8 (Nr)	140.4 (R)	140.5 (R)	140.3 (R)	140.3 (R)	139.9 (R)	139.9 (R)	139.9 (R)
13 KHz	0 (Nr)	87.5 (Nr)	129.7 (Nr)	140 (R)	139.8 (R)	140.2 (R)	140.1 (R)	140.1 (R)	138.9 (R)	138.9 (R)
14 KHz	0 (Nr)	85.8 (Nr)	129.3 (Nr)	139.8 (R)	140.1 (R)	140.8 (R)	140.6 (R)	140.6 (R)	139.7 (R)	140 (R)
15 KHz	0 (Nr)	81.3 (Nr)	122.5 (Nr)	140.2 (Nr)	139.5 (Nr)	139.8 (Nr)	141 (Nr)	140.8 (R)	140.8 (R)	140.2 (R)
16 KHz	0 (Nr)	80.6 (Nr)	123.2 (Nr)	140 (Nr)	141.2 (Nr)	141.6 (Nr)	140.6 (Nr)	140.2 (Nr)	139 (Nr)	139.1 (Nr)
17 KHz	0 (Nr)	78.2 (Nr)	116.9 (Nr)	138.9 (Nr)	139.7 (Nr)	140.3 (Nr)	141 (Nr)	140.8 (Nr)	140.8 (Nr)	141.1 (Nr)
18 KHz	0 (Nr)	74.6 (Nr)	114.7 (Nr)	135.6 (Nr)	140 (Nr)	141.1 (Nr)	142.2 (Nr)	141.8 (Nr)	141.6 (Nr)	142 (Nr)
19 KHz	0 (Nr)	72.3 (Nr)	108.4 (Nr)	130.5 (Nr)	138.7 (Nr)	139 (Nr)	140.1 (Nr)	140.5 (Nr)	141 (Nr)	141.4 (Nr)
20 KHz	0 (Nr)	56.8 (Nr)	100.3 (Nr)	130 (Nr)	134 (Nr)	137 (Nr)	138.4 (Nr)	139.2 (Nr)	140.2 (Nr)	139.7 (Nr)



**Gambar 5.2** Output rangkaian *boost converter* (V) dengan parameter PWM1 berubah-ubah

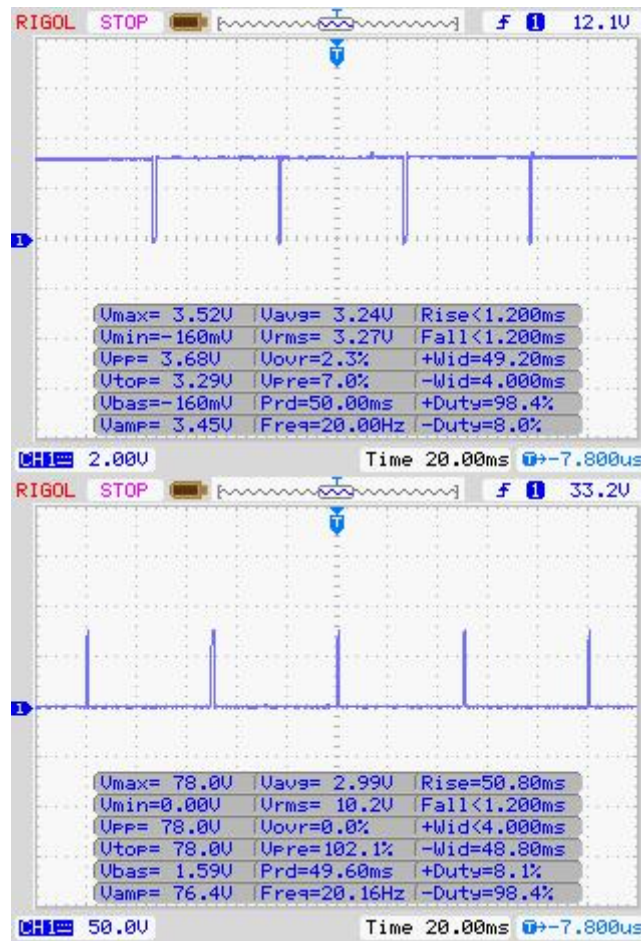
Berdasarkan hasil pengujian ini, dipilih PWM 1 dengan parameter *switching frequency* 20 KHz dengan rentang *duty cycle* antara 0% hingga 20% dengan rentang *output* yang dihasilkan 56.8V hingga 130V. Pemilihan parameter ini mempertimbangkan *switching frequency* pada saat 20 KHz memiliki nilai kenaikan yang rendah yang cocok dengan desain dari *electrical stimulator* yang diinginkan, selain itu nilai tegangan yang didapatkan juga sudah memenuhi untuk menjadi *input* pada rangkaian *pulse generator* nantinya.

Seperti yang terlampir pada Tabel 5.1 . Selain menghasilkan *output* berupa tegangan , pada pengujian ini juga terdapat induktor yang berbunyi. Bunyi ini cenderung terdengar saat *switching frequency* rendah dan *duty cycle* tinggi pada percobaan tertentu.

### 5.1.2 Pengujian Rangkaian *Pulse Generator*

Seperti yang telah dijelaskan pada bab 4 , untuk pengujian dari *pulse generator* yaitu dengan mengubah parameter dari PWM 1 yang digunakan meliputi *switching frekuensi* ( antara 10 KHz hingga 20 KHz ) dan *duty cycle* (antara 0% hingga 100%) seperti pada pengujian *boost converter* . Pada contoh pengujian rangkaian *pulse generator* ini , PWM 1 di set seperti pada pengujian sebelumnya ( *switching frequency* = 20 KHz, *duty cycle* = 10% ) Sedangkan

untuk parameter PWM 2 ( *switching frequency* = 20 Hz, *duty cycle* = 98% ) di set

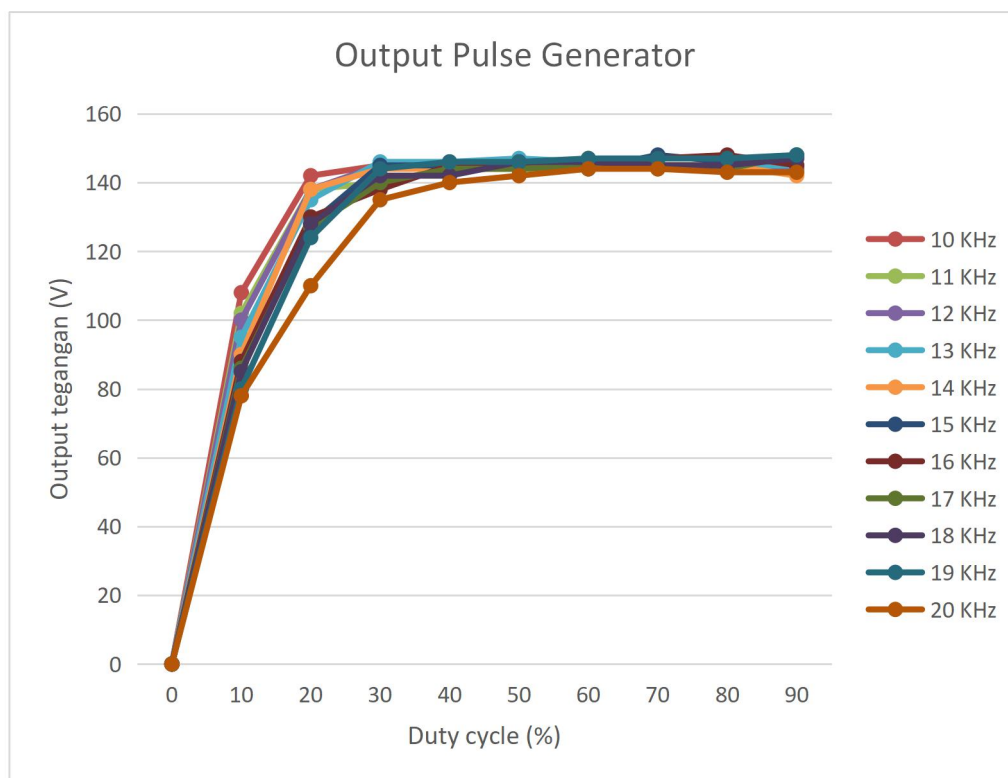


**Gambar 5.3** Hasil pembangkitan sinyal PWM2 20Hz; *duty cycle* 98% (atas) dan output *pulse generator* (bawah)

selalu tetap. Contoh hasil dari pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 5.3.

Hasil lengkap dari pengujian rangkaian *pulse generator* ini dapat dilihat pada Gambar 5.4 dan Tabel 5.2 . Dapat dilihat bahwa semakin besar *duty cycle* dari PWM 1 yang diberikan maka *output* dari *pulse generator* yang didapatkan cenderung semakin besar pula, walau pada percobaan tertentu terjadi penurunan yang tidak signifikan. Sedangkan pengaruh dari *switching frequency* terhadap *output* tegangan yaitu semakin besar *switching frequency* yang diberikan , *output* tegangan cenderung turun namun hanya pada ketika *duty cycle* yang rendah. Pada saat *switching frequency* tinggi, kenaikan tegangan yang dihasilkan pada *duty cycle* yang terus naik akan semakin sempit. Hal ini memudahkan untuk memperoleh tegangan yang diinginkan





**Gambar 5.4** Ouput rangkaian *pulse generator* (V) dengan parameter PWM1 berubah-ubah

**Tabel 5.2** Ouput rangkaian pulse generator (V)

Duty Cyc. / Switch Freq	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%
10 KHz	0	108	142	145	145	145	145	145	145	145
11 KHz	0	102	138	140	144	144	144	145	145	145
12 KHz	0	100	138	145	146	146	145	145	144	144
13 KHz	0	95	135	146	146	147	146	145	145	145
14 KHz	0	90	138	144	144	145	147	145	145	142
15 KHz	0	86	128	145	145	146	144	148	146	148
16 KHz	0	88	130	138	145	145	146	147	148	145
17 KHz	0	86	127	140	144	144	145	144	144	148
18 KHz	0	85	128	142	142	146	146	145	145	147
19 KHz	0	80	124	144	146	146	147	147	147	148
20 KHz	0	78	110	135	140	142	144	144	143	143

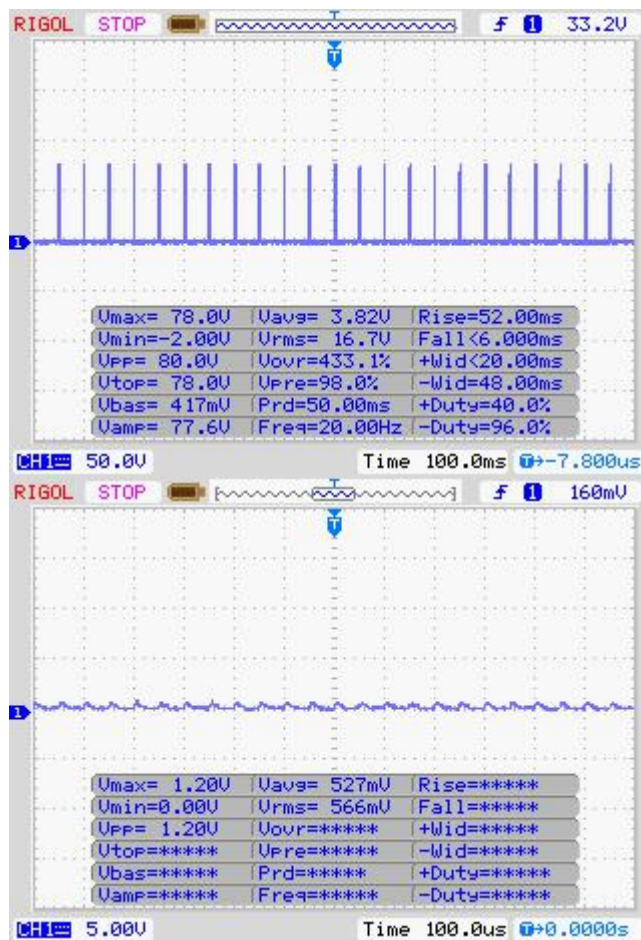
Berdasarkan hasil pengujian ini, dipilih PWM 1 dengan parameter *switching*

frequency 20 KHz dengan rentang *duty cycle* antara 0% hingga 20% seperti pada *boost converter* ,dengan rentang *output* yang dihasilkan 78V hingga 130V.

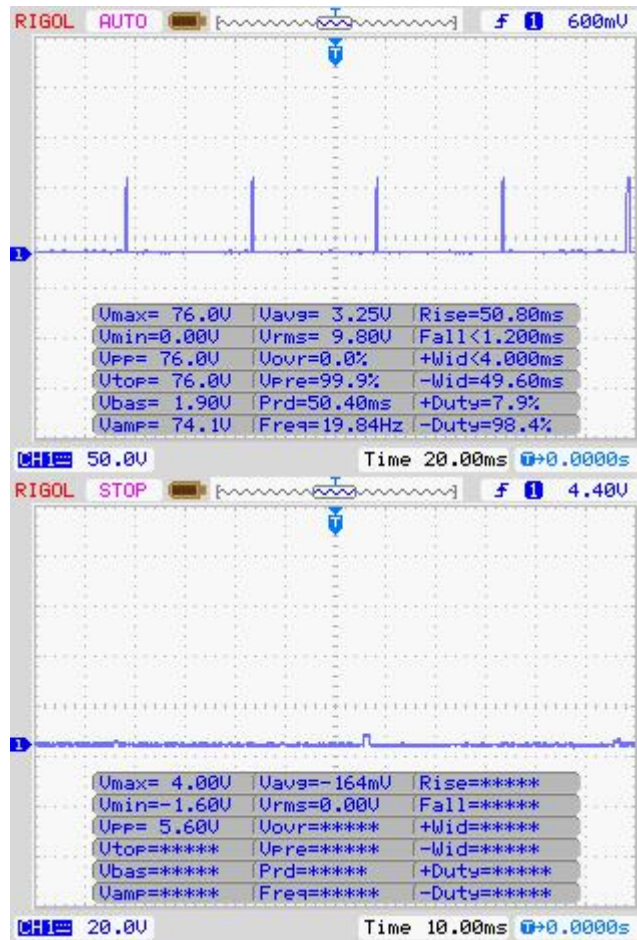
### 5.1.3 Pengujian Rangkaian *Driver Channel*

Seperti yang telah dijelaskan pada bab 4. Pada pengujian ini terdiri dari 2 tahap, yaitu pengujian dengan pemberian sinyal *input* berupa logika 1/0 dan pengujian berupa monitor arus dari hasil *output electrical stimulator* yang telah dibuat. Untuk hasil dari pengujian pertama dapat dilihat pada Gambar 5.5. Dari hasil pengujian ketika sinyal *input* diberi nilai 0 maka *electrical stimulator* akan aktif , dan sebaliknya jika nilai *input* berupa nilai 1 maka *electrical stimulator* akan non aktif. Hal ini menunjukkan, ketika otot memerlukan stimulus agar dapat berkontraksi maka mikrokontroler akan memberi sinyal bernilai 0 dan begitu juga sebaliknya.

Untuk pengujian kedua yaitu, *output* dari *driver channel* diberi 2 resistor yang dirangkai secara seri. Pada penelitian ini , resistor 100Ω digunakan untuk memonitoring besar arus yang lewat, hal ini dilakukan untuk mengetahui apakah *electrical stimulator* yang telah dibuat sudah memenuhi standar atau belum. Nilai resistor yang digunakan sebagai beban bervariasi antara 100Ω hingga 100KΩ . Hasil dari contoh uji ini dapat dilihat pada Gambar 5.6



Gambar 5.5 Output *driver channel* logika 0 (atas), dan logika 1 (bawah)



**Gambar 5.6** Output *driver channel* sebelum (atas), dan setelah (bawah) melewati beban 10 K

Untuk hasil dari pengujian lengkap monitor arus , dapat dilihat pada Tabel 5.3. Dari hasil pengujian yang telah dilakukan dengan menggunakan beberapa macam resistor sebagai beban didapatkan bahwa arus maksimum yang tercatat tidak melebihi dari standar arus FES (100 mA). Resistor beban ini diumpamakan sebagai impedansi kulit manusia, sehingga rancangan ini siap untuk diimplemntasikan pada tubuh manusia.

**Tabel 5.3** Pengujian monitor arus.

Resistor Beban	Tegangan Pulse sebelum R.beban	Tegangan Pulse setelah R.beban	Arus
100Ω	6.5V	3.7V	33.4 mA
1KΩ	35V	3.2V	30.4 mA
2.2KΩ	45V	2.2V	20 mA

4.3K $\Omega$	51.2 V	1.75V	11.4 mA
10K $\Omega$	76V	4V	6.8 mA

#### 5.1.4 Pengujian Awal *Electrical Stimulator* pada *Tibialis Anterior*

Seperti yang telah dijelaskan pada bab 4 , mengenai langkah untuk pengujian awal *electrical stimulator* pada *tibialis anterior* , terdapat beberapa subjek untuk pengujian ini . Subjek akan diberi stimulus selama kurang lebih 1 menit dan akan dipantau ketika kapan subjek mencapai maksimum *ankle dorsiflexion*, seperti yang dapat dilihat pada Tabel 5.4 . Sedangkan untuk pengujian pada subjek dapat dilihat pada Gambar 5.7

**Tabel 5.4** Pengujian electrical stimulator pada tibialis anterior

Duty cycle boost (%)	Output boost (V)	Pulse generator output (V)	Gerakan oleh <i>tibialis anterior</i> ( <i>ankle dorsiflexion</i> )
5 %	55.6V	75.6V	Belum bergerak
10 %	56.8V	78V	Stimulus terasa tapi belum ada gerakan
15 %	90.7V	95V	Mulai bergerak sedikit
20 %	108.4 V	110V	Bergerak tapi belum maksimal
25%	130.5V	135V	Bergerak maksimal



**Gambar 5.7** Pengujian *electrical stimulator* pada *tibialis anterior*

## 5.2 Pengujian Sistem Sensor

Pada subbab ini dibahas mengenai hasil pengujian dari sistem sensor yang meliputi pengujian sensor FSR, pengujian respon *accelerometer* dan *gyroscope*, pengaruh *pre-processing* (LPF 4Hz) terhadap respon *accelerometer* dan *gyroscope*, pengujian kalibrasi sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter* menggunakan kaki buatan, pengujian pengukuran *tilt angle* sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter*, pengujian pengukuran *lower limb joint angle* dengan sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dan yang terakhir yaitu pengujian pengukuran *lower limb joint angle* pada siklus gait.

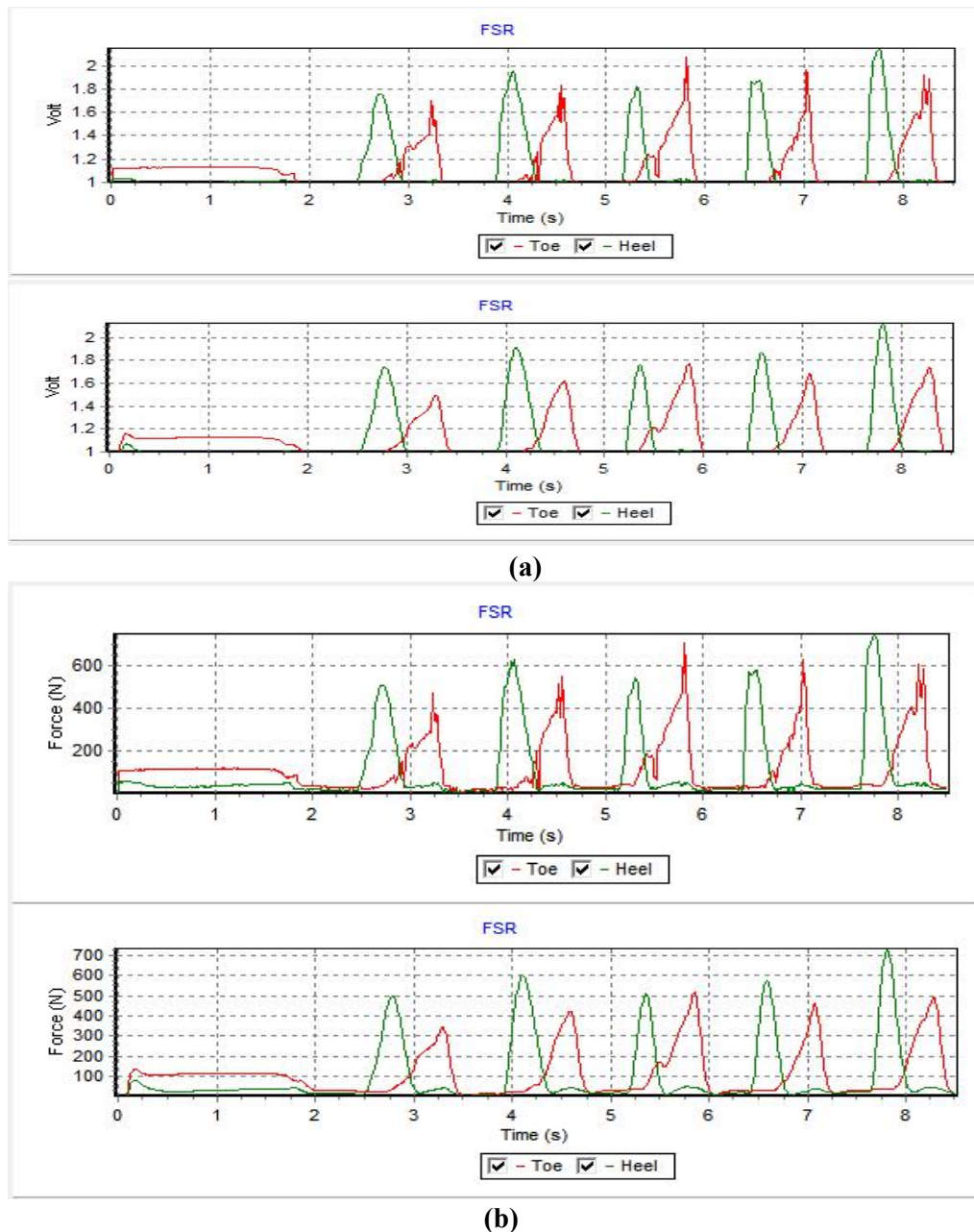
### 5.2.1 Pengujian Sensor FSR

Untuk hasil dari pengujian sensor FSR ini dapat dilihat pada Gambar 5.8 (a). Seperti yang dapat dilihat pada gambar, ketika kaki pada kondisi sedang tidak menyentuh lantai maka nilai keluaran dari FSR sekitar 1 volt. Sedangkan pada saat menyentuh lantai, *range* dari keluaran FSR antara 1 hingga 3.3volt. Hal ini sesuai dengan proses ADC yang telah didesain. Sedangkan untuk pengaruh dari filter yang digunakan yaitu LPF 4Hz terlihat bahwa didapatkan hasil keluaran FSR yang lebih halus jika dibanding dengan keluaran tanpa filter. Untuk amplitudo yang dihasilkan tidak terlalu berbeda karena frekuensi dari orang berjalan lurus biasa tidak melebihi 4Hz sehingga amplitudonya tidak teredam oleh filter yang digunakan.

Kemudian untuk proses kalibrasi dari sensor FSR ini, menggunakan timbangan berat massa yang telah tervalidasi untuk mengukur besar massa (kg) dari kaki ketika menapak. Untuk keseluruhan data pengambilan dapat dilihat pada Lampiran A. Didapatkan Persamaan 5.1,

$$F = mg$$
$$f(x) = (63.475x - 59.747) * 9.8 \quad (5.1)$$

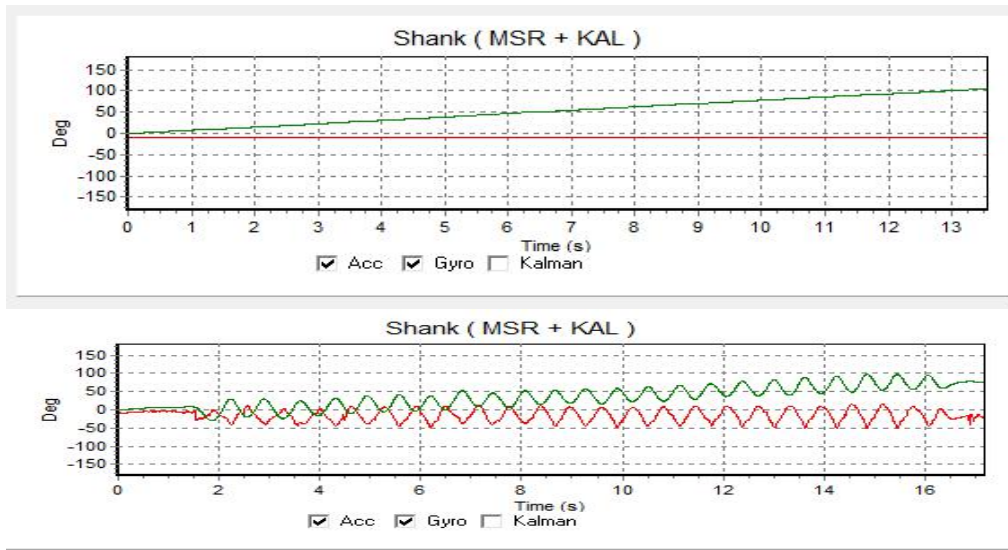
Dimana  $f(x)$  merupakan gaya yang dihasilkan (N),  $x$  adalah nilai tegangan (V) yang masuk dalam mikrokontroler. Nilai ADC kemudian digunakan untuk menghitung massa (Kg), kemudian dikalikan dengan besar gravitasi bumi  $9.8 \text{ m/s}^2$ , hasil data setelah konversi dapat dilihat pada Gambar 5.8 (b).



**Gambar 5.8** Data sensor FSR subjek berjalan normal tanpa filter (atas) dan dengan filter (bawah) sebelum kalibrasi (a) dan setelah kalibrasi (b)

### 5.2.2 Pengujian Respon Accelerometer dan Gyroscope

Pengujian respon *accelerometer* dan *gyroscope* ini dilakukan dengan 2 cara yaitu uji statis (diam mendekati  $0^\circ$ ) dan uji dinamis (digerakkan). Didapatkan hasil seperti pada Gambar 5.9. Pada hasil pengujian tersebut dapat dilihat bahwa ketika dilakukan uji statis, nilai dari *accelerometer* cenderung konstan dan mendekati  $0^\circ$  sedangkan untuk *gyroscope* cenderung memiliki nilai konstan tapi nilai selalu naik disebabkan adanya bias *error* yang konstan dan



**Gambar 5.9** Respon sensor *accelerometer* dan *gyroscope* kondisi diam (atas) dan digerakkan (bawah)

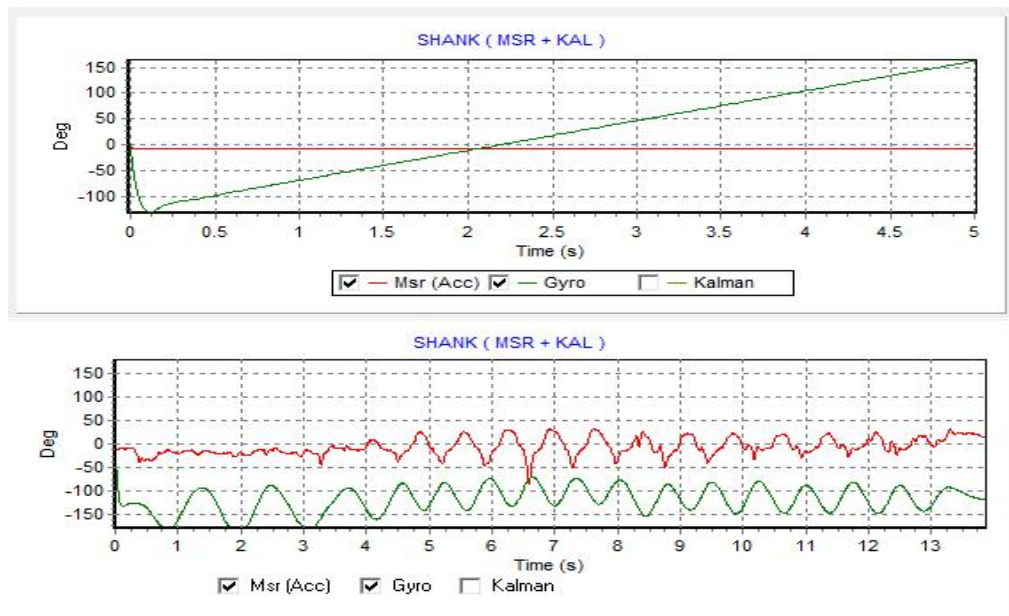
menyebabkan terjadinya bias *drift* semakin besar.

Pada hasil pengujian kedua yaitu pengujian dinamis ketika sensor digerakkan, terlihat bahwa hasil *accelerometer* tetap memiliki nilai yang mendekati  $0^\circ$  namun hasilnya cenderung tidak stabil, sedangkan *gyroscope* cenderung memiliki hasil lebih stabil walau terdapat bias *drift* yang selalu muncul. Sehingga dapat disimpulkan bahwa *accelerometer* lebih baik digunakan saat kondisi statis sedangkan *gyroscope* lebih baik saat kondisi dinamis.

### 5.2.3 Pengaruh *Pre-processing* (LPF 4Hz) Terhadap Respon *Accelerometer* dan *Gyroscope*

Pada pengujian ini dilakukan 2 tahap seperti pada pengujian sensor *accelerometer* dan *gyroscope* sebelumnya, yaitu pengujian ketika sensor didiamkan dan ketika sensor digerakkan. Untuk hasil dari pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 5.10.

Dari hasil pengujian diatas, terlihat bahwa hasil dari pengujian sensor dengan filter LPF 4Hz dibanding tanpa filter terlihat bahwa ketika pengujian saat sensor kondisi diam hasil dari *gyro* mengalami *delay* hingga detik ke 2, hal itu disebabkan adanya proses karena efek dari komputasi LPF 4 Hz, dimana nilai awal  $y(n-1)$ ,  $y(n-2)$ ,  $x(n-1)$ , dan  $x(n-2)$  masih bernilai 0. Nilai ini hanya terjadi pada detik awal saja dan tidak mengganggu proses komputasi pada detik-detik selanjutnya. Sedangkan pada hasil ketika digerakkan hasil *accelerometer* terlihat lebih baik dibanding tanpa menggunakan LPF 4Hz.



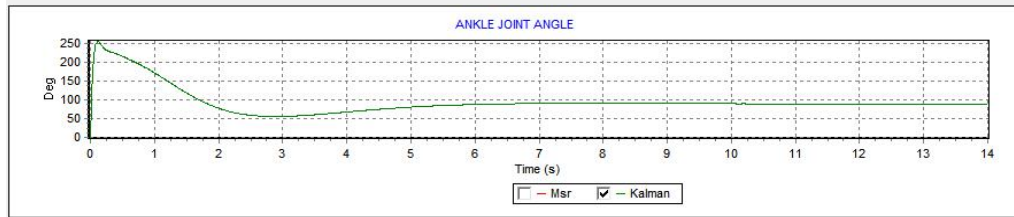
**Gambar 5.10** Respon sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan filter LPF 4Hz kondisi diam (atas) dan digerakkan (bawah)

#### 5.2.4 Pengujian Kalibrasi Sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter* Menggunakan Kaki Buatan

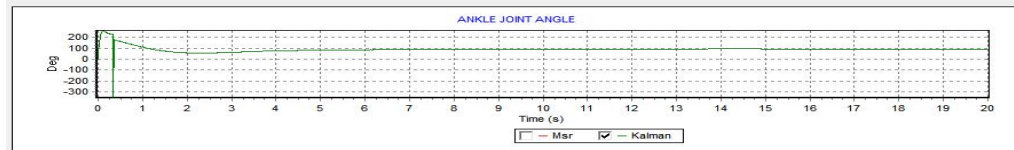
Tahap pertama dari pengujian ini yaitu ketika *accelerometer* dan *gyroscope* diukur dalam kondisi diam dengan *tilt angle* pengukuran mendekati  $0^\circ$  (*hip*, *knee* dan *ankle joint*) pada kaki buatan. Hasil dari pengujian tahap pertama dapat dilihat pada Gambar 5.11 (a), dari pengujian tersebut terlihat bahwa besar sudut *knee* dan *ankle* yang didapat ketika posisi mendekati  $0^\circ$  yaitu  $0^\circ$  (*knee*) dan  $90^\circ$  (*ankle*). Untuk pengujian kedua yaitu ketika *knee joint* pada kaki buatan digerakkan hingga terbentuk sudut  $50^\circ$  dengan kondisi *ankle joint* tetap. Hasil dari pengujian tahap kedua dapat dilihat pada Gambar 5.11 (b) dari pengujian tersebut terlihat bahwa besar sudut *knee* dan *ankle* yang didapat ketika *knee joint* pada kaki buatan digerakkan hingga terbentuk sudut  $50^\circ$  dengan kondisi *ankle joint* tetap yaitu  $50^\circ$  (*knee*) dan  $90^\circ$  (*ankle*). Untuk pengujian ketiga yaitu ketika *ankle joint* pada kaki buatan digerakkan hingga terbentuk sudut  $20^\circ$  dengan kondisi *knee joint* tetap. Hasil dari pengujian tahap ketiga dapat dilihat pada Gambar 5.11 (c) dari pengujian tersebut terlihat bahwa besar sudut *knee* dan *ankle* yang didapat ketika *ankle joint* pada kaki buatan digerakkan hingga terbentuk sudut  $20^\circ$  dengan kondisi *knee joint* tetap yaitu  $110^\circ$  (*ankle*) dan  $0^\circ$  (*knee*).

Untuk perhitungan dari *Root Mean Square Error* (RMSE) pada masing-masing *joint* yaitu, *knee joint* sebesar  $1.412^\circ$  dan *ankle joint* sebesar

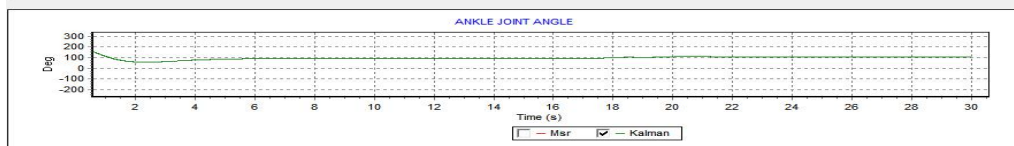




(a)



(b)



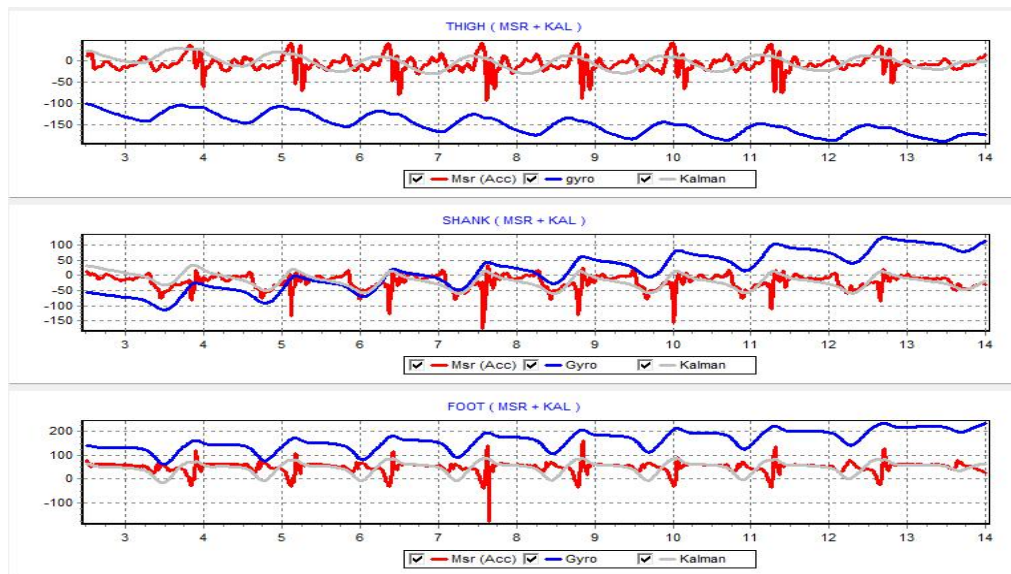
(c)

**Gambar 5.11** Uji kalibrasi sensor posisi diam  $0^\circ$ (a), *knee joint* bergerak (b), dan *ankle joint* bergerak(c)

1.154°

### 5.2.5 Pengujian Pengukuran *Tilt Angle Sensor Accelerometer* dan *Gyroscope* dengan *Kalman Filter*

Seperti yang dijelaskan sebelumnya , tujuan dari pengujian ini yaitu untuk membandingkan nilai pengukuran sudut dari segmen *thigh*, *shank* dan *foot* dengan menggunakan *output* dari *accelerometer*, *gyroscope* dan hasil *kalman filter* dengan kondisi subjek berjalan lurus normal. Hasil dari uji ini dapat dilihat pada Gambar 5.12. Hasil pengukuran sudut *tilt* menggunakan *accelerometer* masih



**Gambar 5.12** Perbandingan nilai *measurment accelerometer*, *gyroscope* dan *kalman filter* pada subjek berjalan normal

terganggu oleh getaran yang diakibatkan benturan kaki dengan lantai, yang ditunjukkan oleh *spikes* yang berpola meskipun sudah menggunakan pre-processing. Sedangkan hasil *gyroscope* lebih menunjukkan nilai aktual dari pergerakan sudut *tilt*, namun cenderung melayang (*drift*) akibat *bias error*. Hasil sudut *tilt* dari *kalman filter* memiliki pola yang sama dengan hasil *gyroscope* tetapi memiliki nilai *offset* yang sama dengan hasil *accelerometer*. Fusi *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *kalman filter* dapat mengestimasi *error* pengukuran baik dari fluktuasi pada *accelerometer* maupun *bias error* pada *gyroscope*.

### 5.2.6 Pengujian Pengukuran Lower Limb Joint Angle dengan Sensor Accelerometer dan Gyroscoper

Pada pengujian ini dilakukan 2 tahap yaitu , kondisi subjek berdiri tegak dan melakukan gerak *extension* dan *flexion* untuk mengetahui sudut maksimum dari *knee* dan *ankle joint* yang terbentuk. Untuk pengujian kedua memiliki tujuan yang sama hanya saja subjek dikondisikan berjalan lurus normal.

Untuk hasil dari pengujian pertama dapat dilihat pada Gambar 5.13 dan Tabel 5.5. dari hasil tersebut terlihat bahwa ketika subjek dalam posisi berdiri, didapatkan besar sudut untuk *knee extension* yaitu pada  $0^{\circ}$  ( posisi berdiri tegak) dan *knee flexion* sebesar  $121^{\circ}$  . Sedangkan besar sudut untuk *ankle extension* yaitu pada  $11^{\circ}$  dan *ankle flexion* sebesar  $140^{\circ}$  .

**Tabel 5.5** Rentang sudut *knee* dan *ankle joint* pada gerak *extension* dan *flexion*

Joint	Extension	Flexion
Knee joint	$0^{\circ}$	$121^{\circ}$
Ankle joint	$11^{\circ}$	$140^{\circ}$

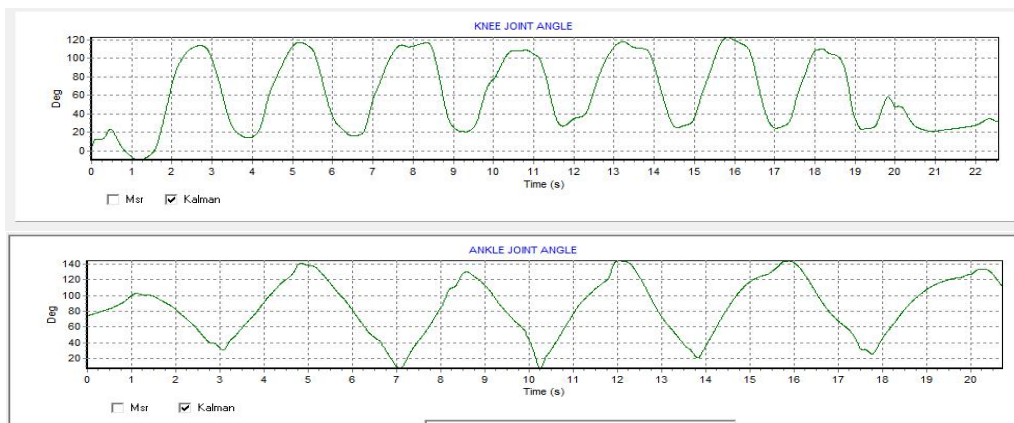
Untuk hasil dari pengujian kedua dapat dilihat pada Gambar 5.14 dan Tabel 5.6.

**Tabel 5.6** Rentang sudut *knee* dan *ankle joint* pada gerak *extension* dan *flexion* pada saat berjalan

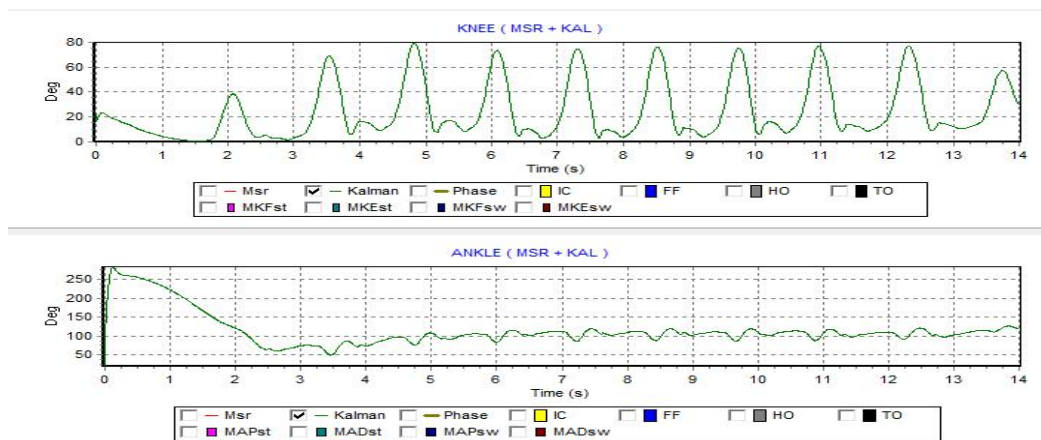
Joint	Normal gait		Kaki buatan	
	Extension	Flexion	Extension	Flexion
Knee joint	0°	75°	0°	70°
Ankle joint	60°	130°	60°	120°

### 5.2.7 Pengujian Pengukuran *Lower Limb Joint Angle* pada Siklus *gait*.

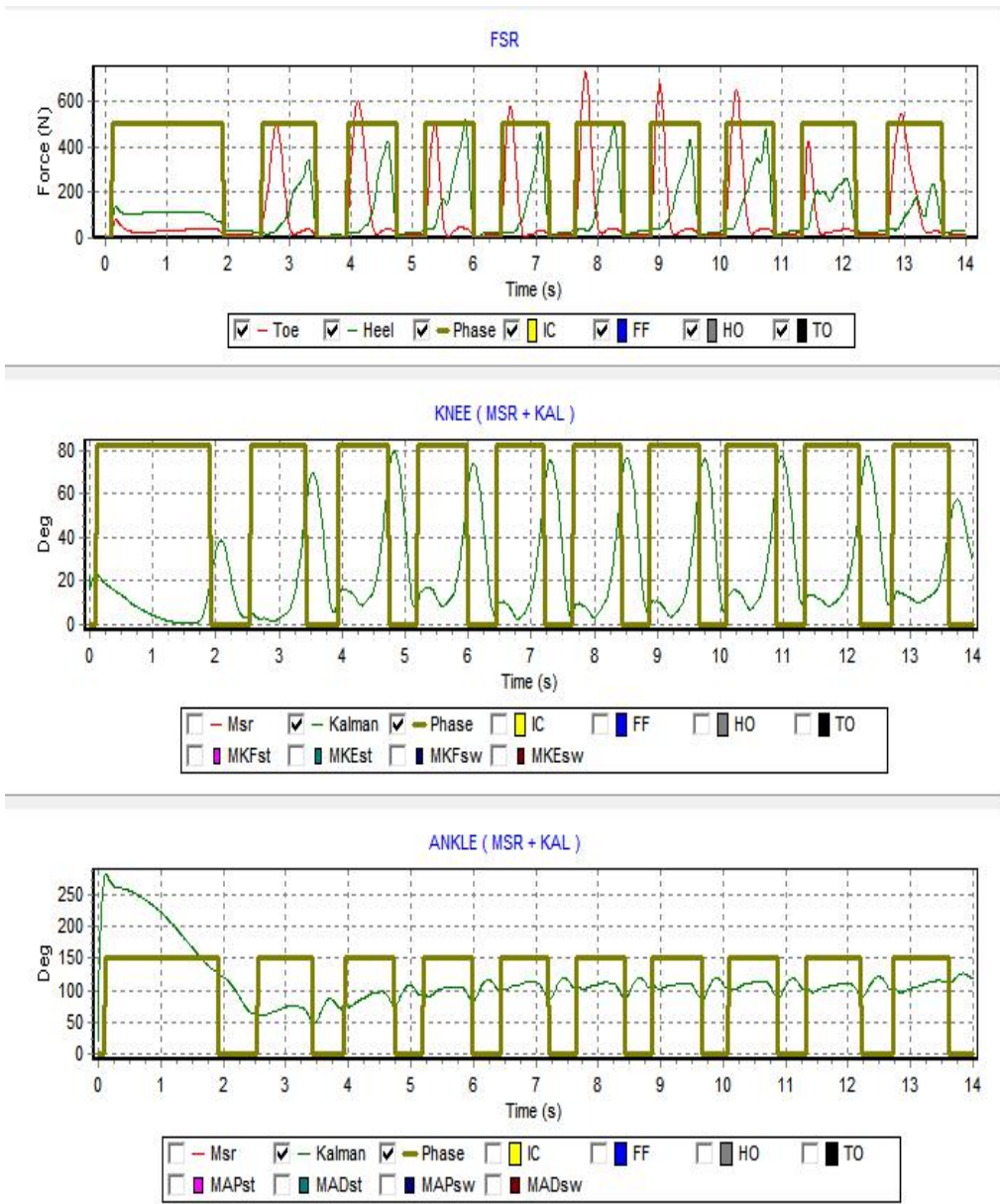
Pada pengujian ini dilakukan pengambilan data dari subjek yang berjalan lurus normal dan subjek berjalan dengan *foot drop*. Pada pengujian ini dilakukan deteksi *gait event* pada kedua jalan tersebut. Untuk *stance phase* ditentukan dengan nilai dari FSR melebihi *threshold* (>25 N) , sedangkan untuk *swing phase* ditentukan dengan nilai dari FSR kurang dari *threshold* (<25 N). Hasil dari pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 5.15 untuk hasil pada orang berjalan normal dan Gambar 5.16 untuk hasil orang berjalan *foot drop* .



**Gambar 5.13** Gerak *flexion* dan *extension* pada *knee joint* (atas) dan *ankle joint* (bawah ) kondisi berdiri.

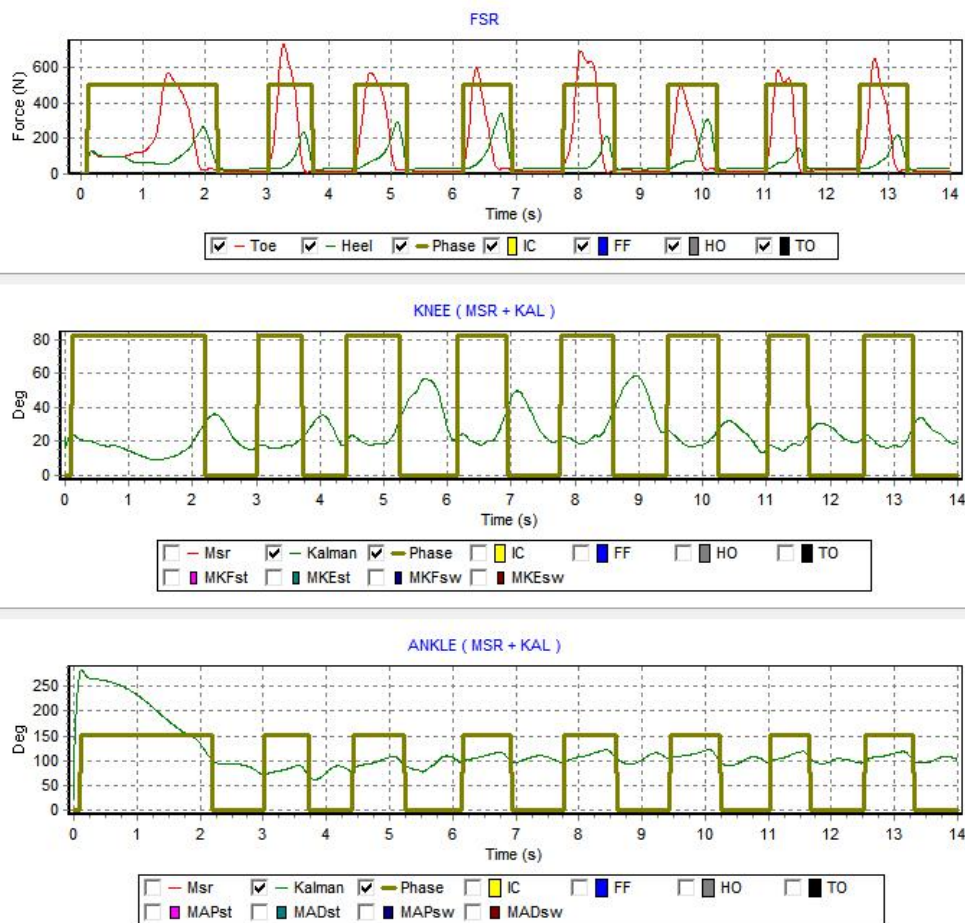


**Gambar 5.14** *knee joint* (atas) dan *ankle joint* (bawah ) kondisi subjek berjalan lurus



**Gambar 5.15** Deteksi gait event (garis hijau) meliputi stance phase ( $> 25$  N) dan swing phase ( $< 25$  N) pada hasil FSR, knee joint dan ankle joint untuk orang berjalan normal

Dari hasil pengujian tersebut terlihat bahwa pada orang yang berjalan dengan *foot drop*, dari pembacaan sensor FSR untuk bagian *toe* relatif lebih kecil jika dibandingkan orang berjalan normal. Hal ini menyebabkan terjadinya kurangnya persiapan untuk melakukan *swing phase*. Terlihat juga sudut yang terbentuk baik pada *knee joint* maupun *ankle joint* mengalami penurunan dibanding orang berjalan normal, hal ini menyebabkan pula terjadinya penurunan kecepatan melangkah bagi orang berjalan *foot drop*.



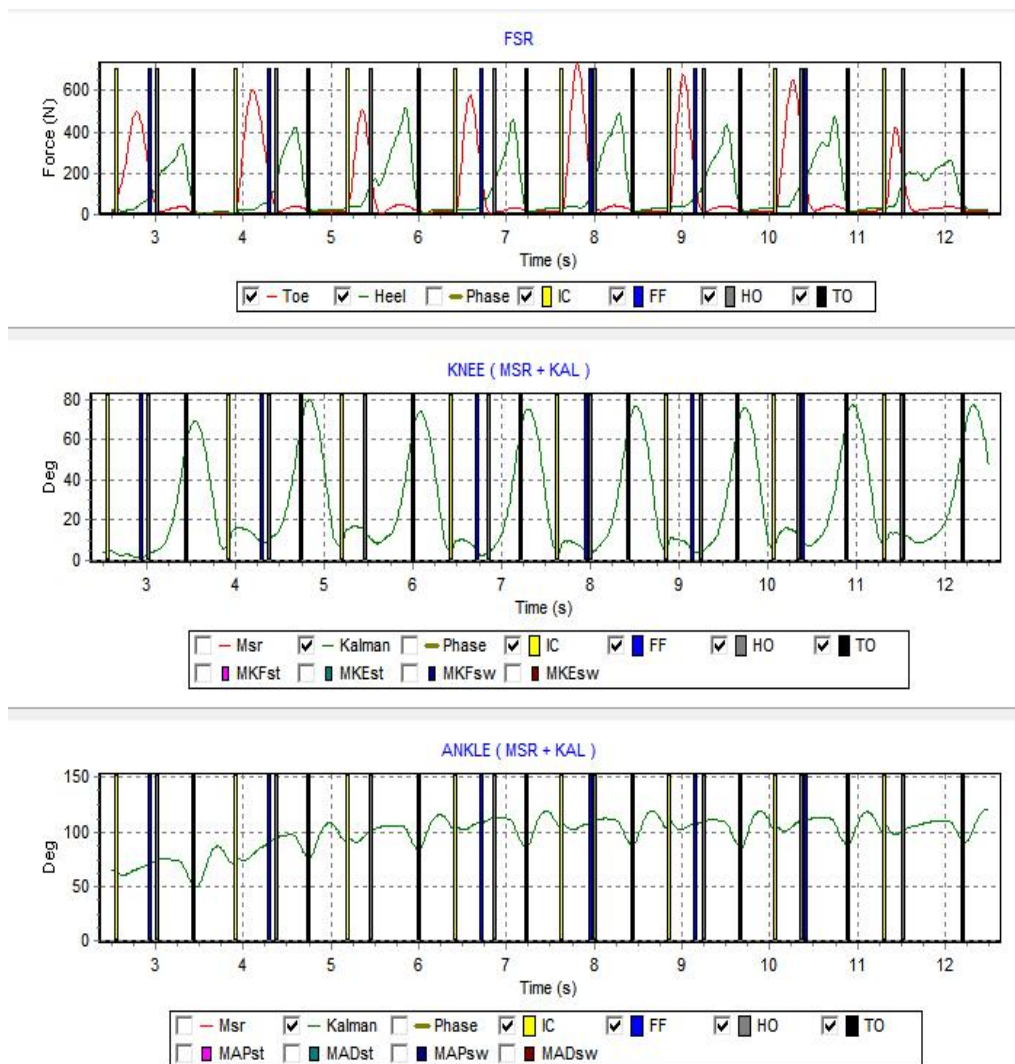
**Gambar 5.16** Deteksi *gait event* (garis hijau) meliputi *stance phase* (>25 N) dan *swing phase* (<25N) pada hasil FSR, *knee joint* dan *ankle joint* untuk orang berjalan *foot drop*

Berdasarkan hasil dari Gambar 5.15 dan 5.16, maka dapat diketahui kapan terjadinya *gait event* pada setiap *cyclenya*. *Gait event* yang dapat dideteksi masing-masing *Initial Contact* (IC), *Foot Flat* (FF), *Heel Off* (HO), dan *Toe Off* (TO). Pendeteksian *gait event* ini ditentukan oleh keluaran yang dihasilkan FSR. Sebaran *gait event* pada setiap *cyclenya* ditunjukkan pada Gambar 5.17 untuk orang berjalan normal dan Gambar 5.18 untuk orang berjalan secara *foot drop*. Berdasarkan Gambar 5.17 dan 5.18, *gait event* dapat dideteksi masing-masing *Initial Contact* (IC) garis kuning, *Foot Flat* (FF) garis biru, *Heel Off* (HO) garis abu-abu, dan *Toe Off* (TO) garis hitam.

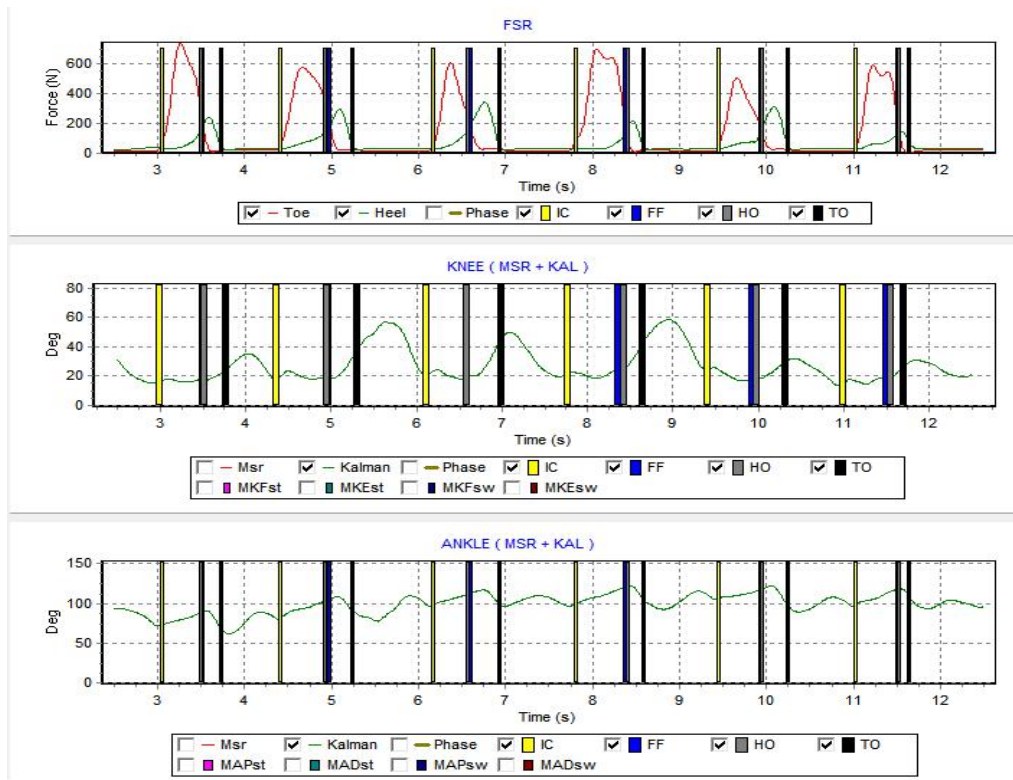
Berdasarkan dari hasil pada Gambar 5.17 dan 5.18, terdiri dari beberapa siklus *gait* yang meliputi 1 kali *stance phase* dan 1 kali *swing phase*. Untuk analisa agar mendapatkan *temporal parameter* yang merupakan parameter waktu dari sebaran *gait event* meliputi IC, FF, HO, TO, *Tstance* dan *Tswing* maka perlu

dilakukan analisa *gait event* untuk setiap 1 siklusnya . Selain itu dihitung juga sudut maksimal *flexion* dan *extension* dari masing-masing sendi yang terbentuk. Untuk hasil pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 5.19.

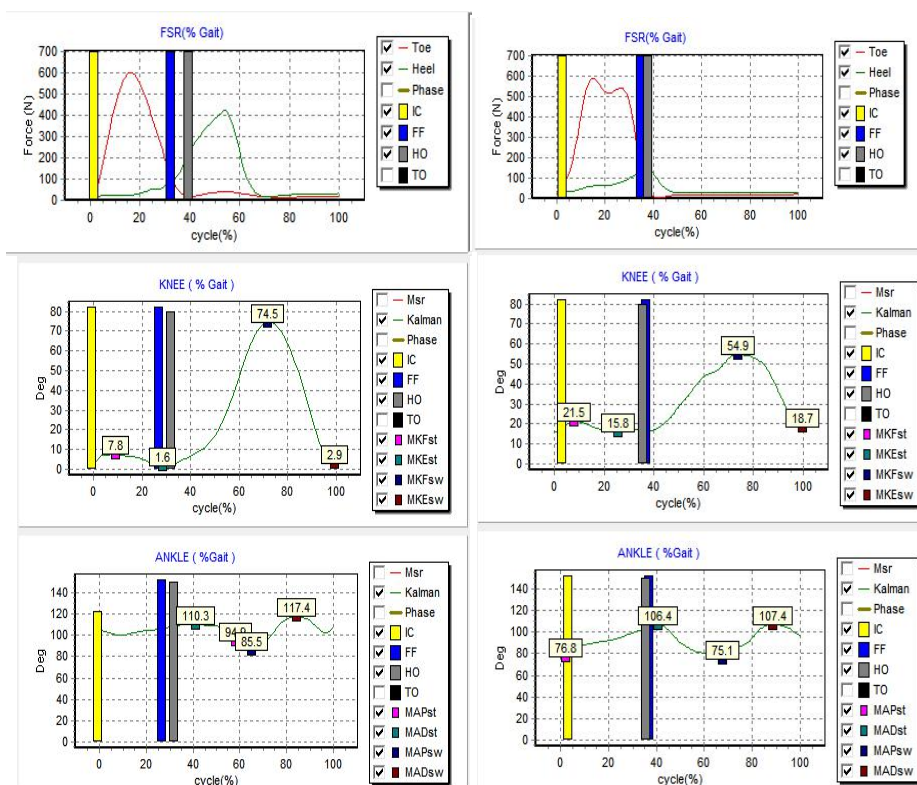
Berdasarkan Gambar 5.19, dapat terlihat dengan jelas perbedaan dari setiap *gait event* serta perbedaan perbandingan fase antara *stance phase* dan *swing phase*. Selain itu didapatkan perbedaan yang signifikan pada bentuk pola yang dihasilkan. Dengan adanya data sesuai dengan Gambar 5.19, *parameter temporal* dapat



**Gambar 5.17** Sebaran *gait event* orang berjalan lurus normal



Gambar 5.18 Sebaran gait event orang berjalan foot drop



Gambar 5.19 Contoh data 1 cycle saat orang berjalan lurus normal (kiri) dan orang berjalan secara foot drop (kanan)

dideteksi, yang hasilnya ditunjukkan pada Tabel 5.7.

**Tabel 5.7** *Temporal parameter* orang berjalan lurus normal dan berjalan secara foot drop

<i>Temporal Parameter</i>	<b>Normal</b>	<b>Foot Drop</b>
IC (% <i>time</i> )	0.0 ± 0.0	0.0±0.0
FF (% <i>time</i> )	25.41 ± 9.1	31 ± 4.1
HO (% <i>time</i> )	25.7 ± 8.6	27.7 ± 3.5
TO (% <i>time</i> )	56.7 ± 2.5	42.1 ± 4.6
<i>TStance</i> (% <i>time</i> )	56.7 ± 2.5	42.1 ± 4.6
<i>TSwing</i> (% <i>time</i> )	43.2 ± 0.99	57.8 ± 4.6
<i>TCycle</i> (s)	1.21± 2.58	1.6 ± 0.18
CAD ( <i>strd</i> /min)	46.28 ± 3.8	37.3 ± 3.86

Parameter yang didapatkan pada tabel diatas merupakan hasil perhitungan dari rata-rata dan standar deviasi dari masing-masing siklus yang terjadi. Nilai IC merupakan awal dari *stance phase* (*heel* menapak) . Nilai FF adalah ketika *heel* dan *toe* menapak saat bersamaan . Nilai HO adalah ketika *heel* mulai terangkat sedangkan TO adalah ketika *toe* mulai terangkat dan mulai memasuki *swing phase*. *TStance* adalah *interval* waktu antara IC dan TO sedangkan *TSwing* merupakan interval waktu antara TO dan IC siklus berikutnya. *TCycle* didefinisikan sebagai durasi pada satu siklus *gait*. *Cadence* (CAD) merupakan parameter yang digunakan untuk mengukur kecepatan dari *gait*. *Cadence* sering didefinisikan sebagai jumlah siklus yang terjadi dalam 1 menit.

Dari hasil Tabel 5.7 , terlihat bahwa perbandingan *Tstance* : *Tswing* untuk berjalan normal sesuai dengan teori yang ada yaitu sekitar 60 : 40 , sedangkan untuk orang berjalan *foot drop* pada proses *swing phase* lebih lama karena kurangnya kemampuan otot *lower limb* untuk membentuk sudut yang sesuai seperti pada orang berjalan normal. Waktu untuk mencapai setiap 1 siklus *gait* pada orang normal , lebih cepat dibandingkan orang berjalan *foot drop* sehingga menyebabkan orang yang berjalan normal dapat melangkah lebih banyak atau jauh dibanding orang berjalan *foot drop* dalam waktu yang sama , terlihat dari hasil CAD yang didapatkan.

Pada pengujian ini dihitung juga sudut maksimal *flexion* dan *extension* dari masing-masing sendi yang terbentuk. Hasil *joint angle parameter* pada *knee joint* dan *ankle joint* ditunjukkan pada masing-masing Tabel 5.8 dan Tabel 5.9.



**Tabel 5.8** *Knee joint angle* parameter orang berjalan lurus normal dan secara *foot drop*

Parameter	Normal		Foot Drop	
	Sudut (°)	(% time)	Sudut (°)	(% time)
MKFst	13.31± 1.97	12.4 ±2 14.18	10.54 ± 1.6	11.7 ± 14.32
MKEst	8.35 ± 1.56	26.04 ± 2.47	7.34 ± 1.66	16.61 ± 4.31
MKFsw	67.76 ± 4.62	67.8 ± 1.7	36.19 ± 2.66	68.44 ± 7.82
MKEsw	5.05 ± 1	84.46 ± 23.2	16.38 ± 3.34	84.52 ± 16.27

**Tabel 5.9** *Ankle joint angle* parameter orang berjalan lurus normal dan secara *foot drop*

Parameter	Normal		Foot Drop	
	Sudut (°)	(% time)	Sudut (°)	(% time)
MAPst	90.5 ± 5.13	33.15 ± 26.4	88.54± 7.08	48.05± 16.97
MADst	109.7± 3.48	37.85 ± 7.6	114.73 ± 4.7	30.86 ± 10.69
MAPsw	85.53 ± 2.34	69.4 ± 14.8	87.5 ± 9.4	69.68 ± 16.86
MADsw	115.08 ± 5.35	77.76 ± 7.38	107.3 ± 13.84	73.85 ± 11.5

Tabel 5.8 merupakan data *knee joint parameter*. *Knee joint* akan bergerak dari kondisi awal, melakukan gerakan *flexion* kemudian bergerak ke nilai maksimum sudut *knee flexion* pada fase *stance* (MKFst) yang diperoleh dengan mencari nilai maksimal mulai dari waktu IC. Selanjutnya sudut *knee* akan bergerak terus sampai maksimum sudut *knee extension* pada fase *stance* (MKEst) yang dapat diperoleh dengan mencari nilai minimum mulai dari waktu MKFst sampai waktu TO yang menandakan kaki meninggalkan lantai atau awal fase *swing*. Mulai dari awal *swing*, sudut *knee* akan bergerak menuju harga maksimum sudut *knee flexion* pada fase *swing* (MKFsw) yang diperoleh dengan mencari nilai maksimal sudut *knee* mulai dari waktu TO. Selanjutnya, sudut *knee* kembali mengalami ekstensi sampai maksimum sudut *knee extension* pada fase *swing* (MKEsw) sehingga nilai ini dapat diperoleh dengan mencari nilai minimum mulai dari waktu MKFsw sampai waktu IC selanjutnya.

Tabel 5.9 merupakan data *ankle joint parameter*. *Ankle joint* akan bergerak diawali ketika kaki mulai menyentuh lantai. Mulai awal kontak kaki dengan lantai, sudut *ankle* akan mengalami *plantarflexion* dan bergerak sampai mencapai harga maksimum sudut *ankle plantarflexion* pada fase *stance* (MAPst) yang diikuti pergerakan ke harga maksimum sudut *ankle dorsiflexion* pada fase

*stance* (MADst). MAPst dapat diperoleh dengan mencari nilai minimum mulai dari waktu IC. Sedangkan MADst dapat diperoleh dengan mencari nilai maksimum mulai dari waktu MAPst sampai waktu TO yang menandakan kaki mulai meninggalkan lantai atau awal fase *swing*. Mulai dari awal *swing*, sudut *ankle* akan bergerak menuju harga maksimum sudut *ankle plantarflexion* pada fase *swing* (MAPsw) yang diperoleh dengan mencari nilai minimum sudut *ankle* mulai dari waktu TO. Pergerakan sudut *ankle* selanjutnya bergerak ke harga maksimum sudut *ankle dorsiflexion* pada fase *swing* (MADsw) dan mengalami *plantarflexion* lagi sampai kontak kaki dengan lantai pada siklus berikutnya. MADsw dapat diperoleh dengan mencari nilai maksimum mulai dari waktu MAPsw sampai waktu IC selanjutnya.

Berdasarkan parameter *knee joint* pada Tabel 5.8 , terlihat bahwa pada orang yang berjalan dengan normal nilai dari MKFsw yang terbentuk ( $67.76 \pm 4.62^\circ$ ) jauh lebih besar dibandingkan pada orang yang berjalan *foot drop* ( $36.19 \pm 2.66^\circ$ ) . Hal ini menyebabkan pada orang yang berjalan *foot drop* memiliki kemampuan untuk mengayun kaki terlalu minim sehingga jarak dari langkah yang terbentuk tidak terlalu besar jika dibanding orang berjalan normal.

Sedangkan untuk parameter *ankle joint* pada Tabel 5.9 , Terlihat bahwa untuk gerakan *dorsiflexion* dan *plantarflexion* pada orang berjalan *foot drop* masih belum semaksimal orang berjalan dengan normal. Untuk orang normal MAPsw yang dihasilkan yaitu ( $85.53 \pm 2.34^\circ$ ) sedangkan pada orang berjalan *foot drop* ( $87.5 \pm 9.4^\circ$ ) yang berarti gerakan *ankle plantarflexion* masih kurang maksimal pada fase *terminal stance* hingga *swing phase*. Pada parameter MADsw, dapat terlihat bahwa pada kondisi berjalan normal memiliki sudut maksimum ( $115.08 \pm 5.35^\circ$ ), lebih besar jika dibandingkan berjalan *foot drop* pada ( $107.3 \pm 13.84^\circ$ ), yang artinya gerakan *ankle dorsiflexion* masih kurang maksimal pada *swing phase*.

### **5.3 Pengujian Gabungan Electrical Stimulatio dengan Sistem Sensor**

Pada pengujian gabungan *electrical stimulator* dengan sistem sensor ini terdiri dari 2 pengujian, yaitu pengujian dengan subjek kondisi duduk pada otot *vastus* dan pengujian sistem *close-loop* FES dengan subjek kondisi berjalan.

#### **5.3.1 Pengujian dengan Subjek Kondisi Duduk pada Otot Vastus**

Untuk pengujian ini dilakukan dengan cara menstimulasi otot *vastus* pada seorang subjek normal dan diukur perubahan sudut yang terjadi pada *knee joint*. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui sudut ayunan maksimal dari gerak *knee extension* yang dihasilkan . Prosedur pengujiannya adalah subyek diminta untuk duduk rileks dikursi dengan menggantungkan kaki kanan tanpa menggerak-gerakkannya dan sudut awal ini dibuat  $90^\circ$ . Kemudian sinyal PWM 1 pada mikrokontroler diubah-ubah nilai *duty cycle* dari rentang 5% hingga 25 % . Dari hasil perubahan *duty cycle* yang dilakukan, dapat ditentukan  $\Delta\theta_{max}$  yang

menunjukkan *duty cycle* paling efektif untuk pengujian berikutnya . Hasil dari pengujian ini dapat dilihat pada Tabel 5.10

**Tabel 5.10** Sudut yang dihasilkan dengan perubahan parameter PWM1

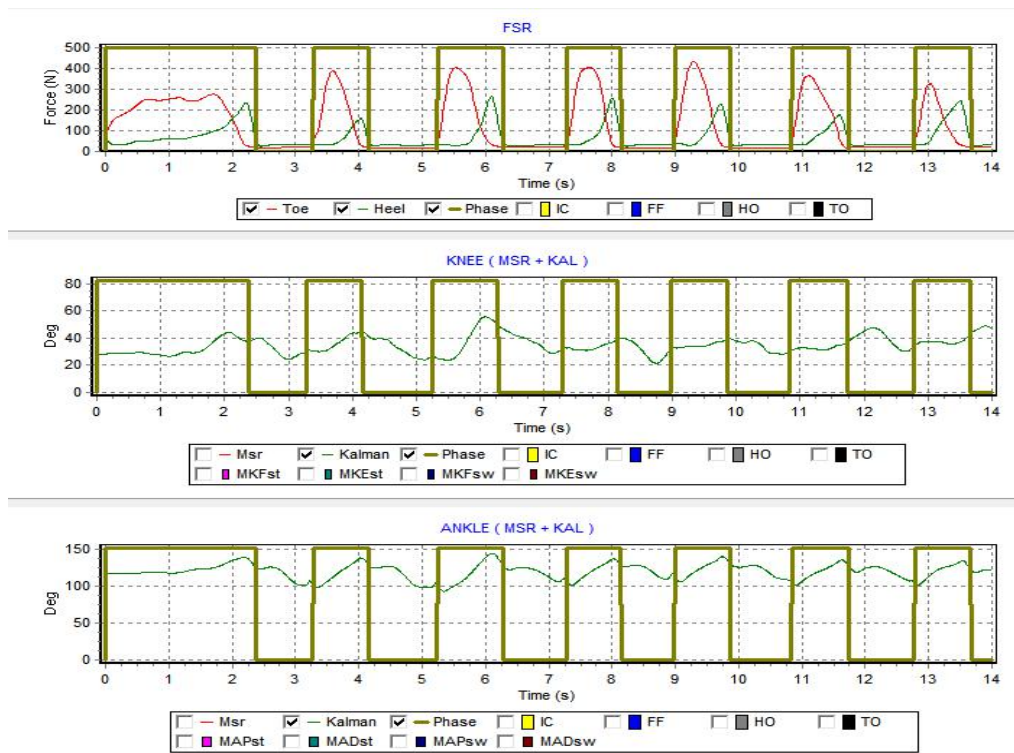
<i>Duty Cycle</i>	<i>Boost Converter</i>	<i>Pulse Generator</i>	$\Delta\theta$ max
5 %	55.6V	75.6V	0°
10 %	56.8V	78V	5.4°
15 %	90.7V	95V	15°
20 %	108.4 V	110V	35.4°
25%	130.5V	135V	50.2°

Berdasarkan hasil pada Tabel 5.10 , terlihat  $\Delta\theta$  max yang didapatkan yaitu sebesar 50.2°. Sudut tersebut didapatkan ketika menggunakan *duty cycle* pada PWM1 sebesar 25%. Sehingga untuk pengujian berikutnya akan digunakan spesifikasi PWM1 dengan *duty cycle* sebesar 25%.

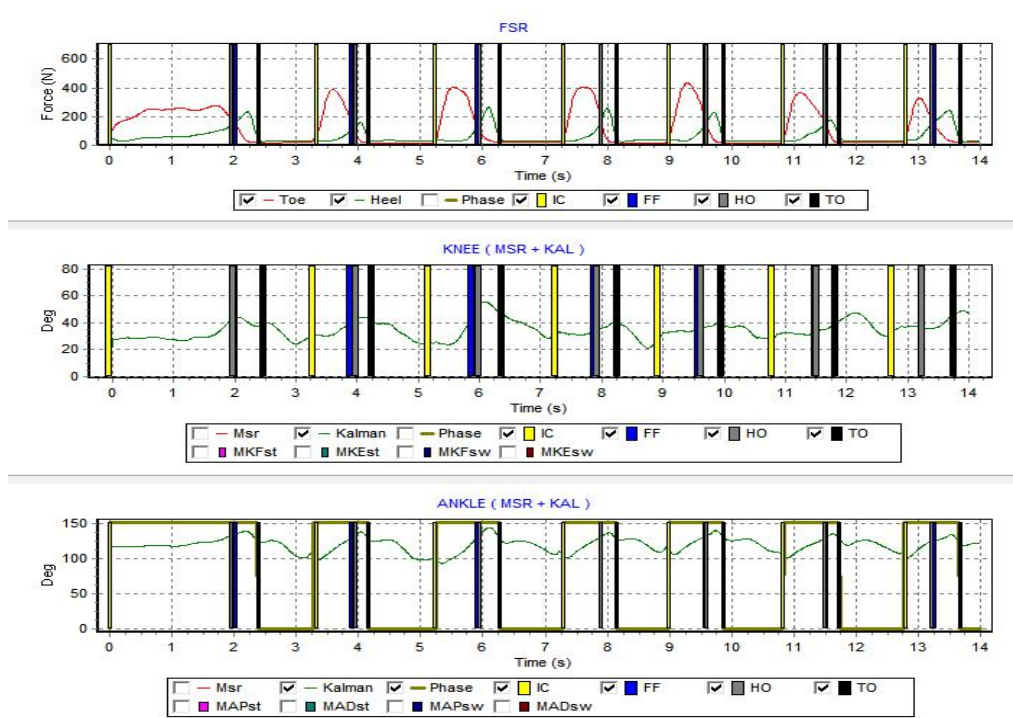
### 5.3.2 Pengujian Sistem Close-loop FES dengan Subjek Kondisi Berjalan

Pada pengujian ini yang menjadi target dari stimulasi FES yaitu otot *Tibialis Anterior* (TA), *Gastrocnemius* (GC), dan *Vastus* (VA). Pengujian ini menggunakan parameter sinyal PWM1 dengan *duty cycle* 25%. Pada pengujian ini, terdapat Subjek yang dberjalan lurus secara *foot drop*. Subjek kemudian distimulasi dengan FES yang dikontrol dengan FLC (*close-loop* FES), dan hasil pengukuran sudut pada *knee* dan *ankle* direkam. Hasil dari pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 5.20. Dari hasil yang telah didapat, keluaran FSR antara orang berjalan *foot drop* dibanding dengan yang diberi stimulasi terlihat lebih baik yang diberi stimulus. Selain itu sudut dari *lower limb joint* yang terbentuk lebih meningkat dibanding sebelum diberi stimulus terutama pada *knee joint*. Hal ini terjadi karena adanya bantuan dari stimulasi FES yang digunakan. Sedangkan untuk sebaran dari *gait event* dapat dilihat pada Gambar 5.21. Sebaran dari *gait event* ini berdasarkan hasil dari keluaran FSR.

Penggunaan dari *close-loop* FES yang dikontrol dengan FLC berfungsi untuk memperbaiki *error* yang terjadi selama proses siklus *gait*. Pada stimulasi yang diberikan pada otot TA dan VA, sistem yang dirancang berusaha memperbaiki berdasarkan nilai 2 *input* yang diberikan. *Input* pertama yaitu nilai *error* yang didefinisikan sebagai perbandingan nilai sudut hasil stimulasi pada *cycle* sebelumnya (*cycle* ke-*n-1*) dan sudut target yang bersifat konstan. *Input* yang kedua adalah nilai *desired range*. Pada stimulasi yang diberikan ke otot TA, *desired range* ddefiniskan sebagai perbandingan nilai *maximum ankle*



**Gambar 5.20** Deteksi fase *gait* (garis hijau) dengan Subjek berjalan lurus secara *foot drop* yang distimulasi dengan *close-loop* FES



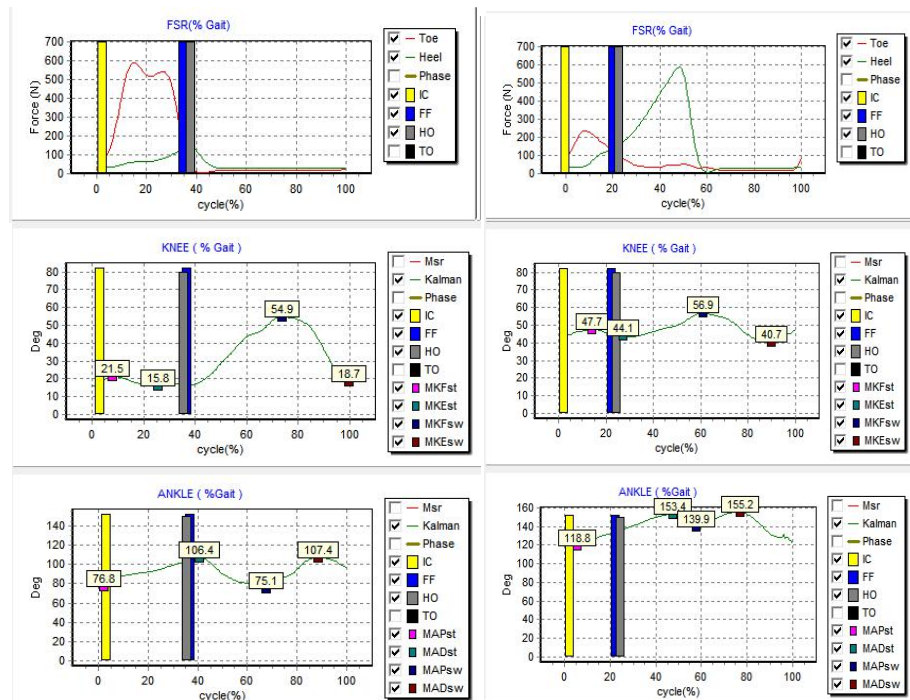
**Gambar 5.21** Sebaran *gait event* dengan Subjek berjalan lurus secara *foot drop* yang distimulasi dengan *close-loop* FES

*plantarflexion angle* pada *cycle* saat itu (*cycle* ke-*n*) dengan *target maximum ankle dorsiflexion angle*. Pada stimulasi yang diberikan ke otot VA, *desired range* definisikan sebagai perbandingan nilai *maximum knee flexion angle* pada *cycle* saat itu (*cycle* ke-*n*) dengan *target maximum knee extension angle*. *Ouput stimulation burst duration* yang merupakan hasil *fuzzy* ini, kemudian digunakan untuk memperbaiki *stimulation burst duration* untuk stimulasi pada otot target.

Untuk perbandingan antara 1 siklus orang berjalan *foot drop* tanpa bantuan stimulus dengan orang berjalan *foot drop* dengan bantuan stimulus beserta *temporal parameter* dapat dilihat pada Gambar 5.22. dan Tabel 5.11

**Tabel 5.11** Perbandingan temporal parameter Subjek berjalan lurus normal, secara *foot drop*, dan secara *foot drop* yang distimulasi FES

<i>Temporal Parameter</i>	Normal	<i>Foot Drop</i>	Stimulasi
IC (% <i>time</i> )	0.0 ± 0.0	0.0±0.0	0.0±0.0
FF (% <i>time</i> )	25.41 ± 9.1	31 ± 4.1	21.37±2.04
HO (% <i>time</i> )	25.7 ± 8.6	27.7 ± 3.5	24.96±1.62
TO (% <i>time</i> )	56.7 ± 2.5	42.1 ± 4.6	55.13±8.55
<i>T</i> Stance (% <i>time</i> )	56.7 ± 2.5	42.1 ± 4.6	55.13±8.55
<i>T</i> Swing (% <i>time</i> )	43.2 ±0.99	57.8 ± 4.6	46.75±3.97
<i>T</i> Cycle (s)	1.21± 2.58	1.6 ± 0.18	1.51±0.12
CAD ( <i>strd</i> /min)	46.28 ± 3.8	37.3 ± 3.86	38.94±3.04



**Gambar 5.22** Perbandingan data 1 siklus saat Subjek berjalan secara *foot drop* (kiri) dan berjalan secara *foot drop* yang distimulasi FES (kanan)

Dari hasil *temporal parameter* yang didapatkan seperti pada Tabel 5.11 , terlihat bahwa pemberian stimulus pada orang yang berjalan *foot drop* dapat memperbaiki *temporal parameter* dari orang yang berjalan *foot drop* mendekati dari orang yang berjalan normal. Peningkatan dari *Tstance* dan *Tcycle* menyebabkan orang yang berjalan *foot drop* dengan stimulus dapat berjalan lebih jauh dilihat dari parameter CAD yang diperoleh .Sedangkan untuk *angle joint parameter* dari *knee* dan *ankle joint* dapat dilihat pada Tabel 5.12 dan 5.13.

Berdasarkan parameter *knee joint* pada Tabel 5.12 , terlihat bahwa pada orang yang berjalan dengan *foot drop* tanpa bantuan stimulus nilai dari MKFsw yang terbentuk ( $36.19 \pm 2.66^\circ$ ) sedangkan dibandingkan pada orang yang berjalan *foot drop* dengan bantuan stimulus FES ( $46 \pm 3.52^\circ$ ) . Dengan adanya peningkatan sudut yang terbentuk ini , menyebabkan kaki dapat lebih mengayun (*knee flexion*) sehingga memungkinkan terjadinya gerak langkah kaki yang lebih baik lagi.

**Tabel 5.12** Perbandingan *knee joint angle parameter* Subjek berjalan lurus normal, secara *foot drop*, dan secara *foot drop* yang distimulasi FES

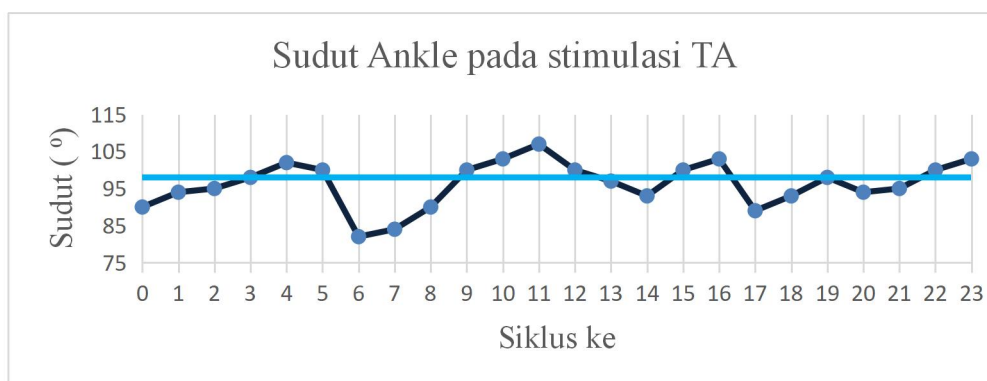
Par.	Normal		Foot Drop		Stimulasi	
	Sudut ( $^\circ$ )	(% time)	Sudut ( $^\circ$ )	(% time)	Sudut ( $^\circ$ )	(% time)
MKFst	13.31± 1.97	12.4 ±2 14.18	10.54 ± 1.6	11.7 ± 14.32	14.64±2.19	6.5±3.39
MKEst	8.35 ± 1.56	26.04 ± 2.47	7.34 ± 1.66	16.61 ± 4.31	10.88±1.94	19.64±7.43
MKFsw	67.76 ± 4.62	67.8 ± 1.7	36.19 ± 2.66	68.44 ± 7.82	46±3.52	66.44±7.63
MKEsw	5.05 ±1	84.46 ± 23.2	16.38 ± 3.34	84.52 ± 16.27	12.69±1.8	88.11±12.92

**Tabel 5.13** Perbandingan *ankle joint angle parameter* Subjek berjalan lurus normal, secara *foot drop*, dan secara *foot drop* yang distimulasi FES

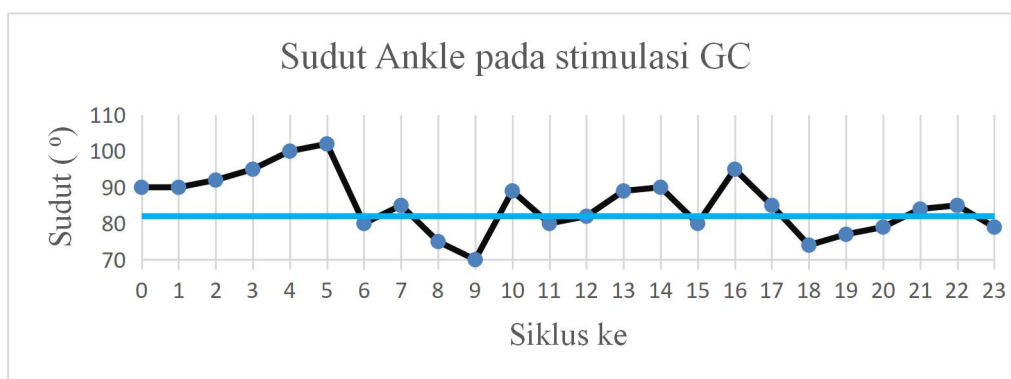
Par.	Normal		Foot Drop		Stimulasi	
	Sudut ( $^\circ$ )	(% time)	Sudut ( $^\circ$ )	(% time)	Sudut ( $^\circ$ )	(% time)
MAPst	90.5 ± 5.13	33.15 ± 26.4	88.54± 7.08	48.05± 16.97	86.27±2.6	4.88±2.05
MADst	109.7± 3.48	37.85 ± 7.6	114.73 ± 4.7	30.86 ± 10.69	105.22±4.64	44.16±10.16
MAPsw	85.53 ±2.34	69.4 ±14.8	87.5 ± 9.4	69.68 ±16.86	82.85±5.14	59.97±8.54
MADsw	115.08 ± 5.35	77.76 ± 7.38	107.3 ± 13.84	73.85±11.5	108.53±2.08	69.42±14.28

Sedangkan untuk parameter *ankle joint* pada Tabel 5.13 , Terlihat bahwa untuk gerakan *dorsiflexion* dan *plantarflexion* pada orang berjalan *foot drop* tanpa bantuan stimulasi dapat lebih terbantu dengan adanya stimulasi FES yang diberikan. Untuk orang berjalan *foot drop* tanpa stimulasi MAPsw yang dihasilkan yaitu ( $87.5 \pm 9.4^\circ$ ) sedangkan pada orang berjalan *foot drop* dengan bantuan stimulasi FES ( $82.85 \pm 5.14^\circ$ ) yang berarti gerakan *ankle plantarflexion* sudah lebih diperbaiki lagi mendekati orang berjalan normal pada fase *terminal stance* hingga *swing phase* karena otot GC yang terstimulus. Pada parameter MADsw, dapat terlihat bahwa pada kondisi berjalan *foot drop* tanpa bantuan stimulus memiliki sudut maksimum ( $107.3 \pm 13.84^\circ$ ), sedangkan untuk orang berjalan *foot drop* dengan bantuan stimulus pada bagian TA ( $108.53 \pm 2.08^\circ$ ), yang artinya gerakan *ankle dorsiflexion* bisa diperbaiki dengan adanya stimulus pada otot bagian TA.

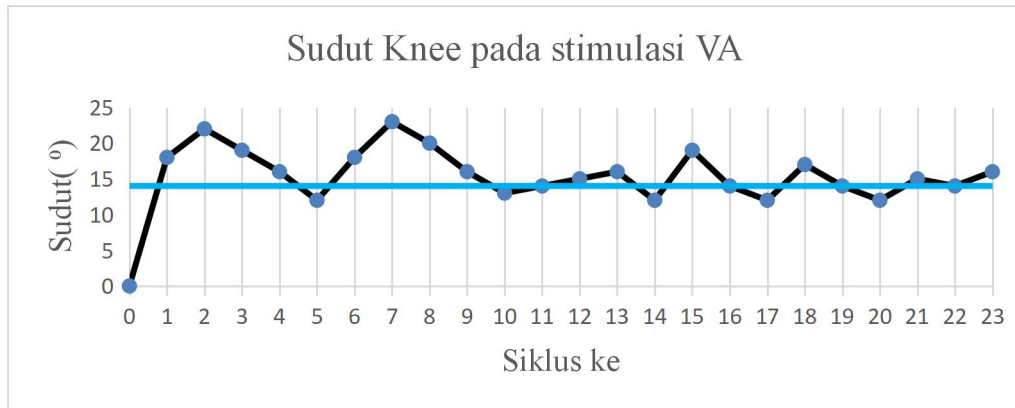
Untuk grafik dari hasil sudut *knee* dan *ankle joint* yang dihasilkan pada tiap siklus untuk masing-masing otot target yang distimulasi dapat dilihat pada Gambar 5.23 (otot TA), Gambar 5.24 (otot GC) dan 5.25 (otot VA). Garis biru merupakan target dari *joint angle*. Untuk otot TA  $98^\circ$ , otot GC  $82^\circ$  dan otot VA  $14^\circ$



**Gambar 5.23** Sudut *ankle joint* pada stimulasi otot *tibialis anterior* (TA) pada tiap siklus



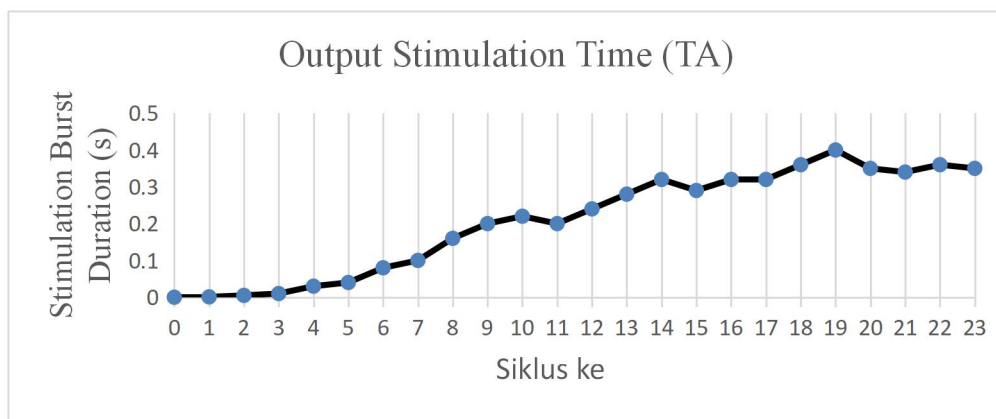
**Gambar 5.24** Sudut *ankle joint* pada stimulasi otot *Gastrocnemius* (GC) pada tiap siklus



**Gambar 5.25** Sudut *knee joint* pada stimulasi otot *Vastus* (VA) pada tiap siklus

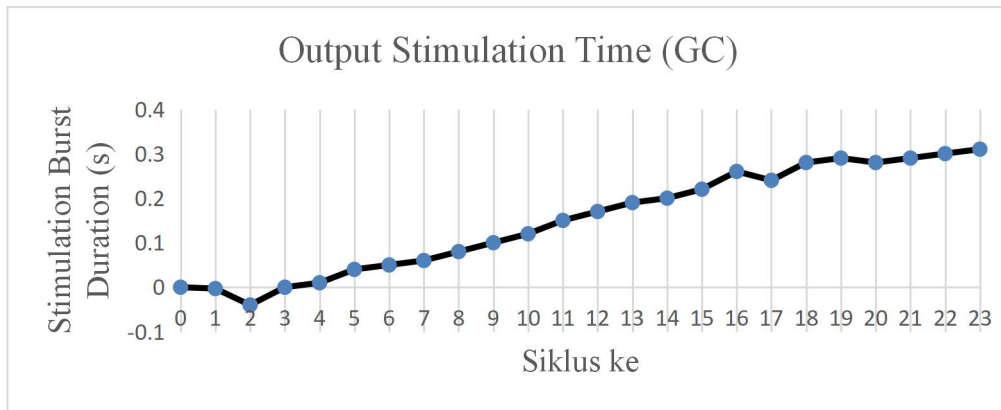
Berdasarkan Gambar 5.23 hingga 5.25 terlihat bahwa hasil yang didapatkan pada masing-masing stimulus setiap otot target menghasilkan sudut *lower limb* yang bersifat masih osilasi terhadap sudut target, namun dengan seiring bertambah *cycle* menyebabkan sudut yang dihasilkan mulai stabil terhadap target. Hal ini dikarenakan FLC yang digunakan semakin memperbaiki *ouput* dari *stimulation burst duration* setiap *cyclenya*.

Untuk *stimulation burst duration* sendiri yang merupakan hasil dari FLC yang didesain sekaligus juga sebagai lama waktu dari stimulus setiap otot target, ditunjukkan pada Gambar 5.26 untuk FLC pada otot TA, Gambar 5.27 untuk FLC pada otot GC, dan Gambar 5.28 untuk FLC pada otot VA dalam setiap *cyclenya*.

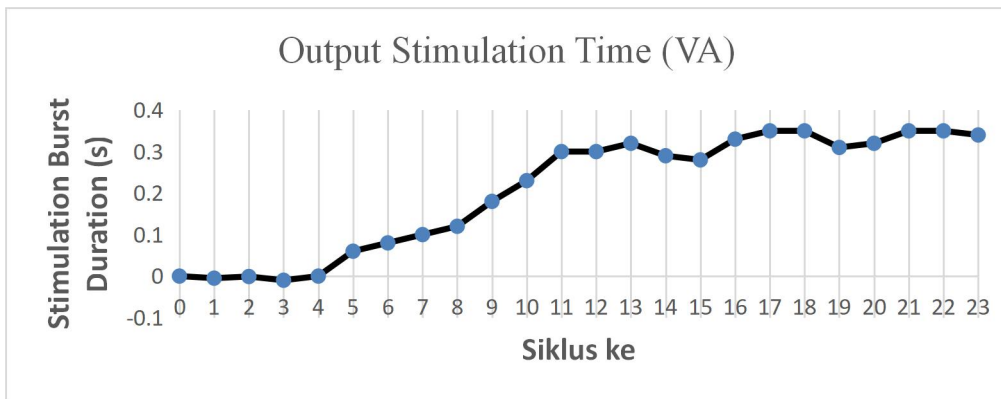


**Gambar 5.26** *stimulation burst duration* pada otot TA tiap *cycle*





**Gambar 5.27** *stimulation burst duration* pada otot GC tiap *cycle*



**Gambar 5.28** *stimulation burst duration* pada otot VA tiap *cycle*

Berdasarkan Gambar 5.26 hingga Gambar 5.28 , *output* dari FLC yang menghasilkan *stimulation burst duration* cenderung bergerak naik. Hal ini disebabkan agar FES memberi stimulasi yang lebih lama pada awal penggunaan sehingga sudut dari target yang telah ditetapkan pada program dapat tercapai dengan singkat. Setelah sudut yang dituju telah tercapai, maka FES akan mengurangi intensitas pemberian stimulus berdasarkan hasil dari FLC. Pada stimulus yang diberikan pada otot TA mulai turun pada *cycle* ke-11, pada otot GC *cycle* ke-16 dan otot VA pada *cycle* ke-11.

Pada penelitian ini diujikan kepada 2 subjek. Subjek I melakukan *trial* sebanyak 3 kali dan subjek II melakukan 1 kali *trial* . Berdasarkan hasil *trial* yang dilakukan, kemudian didapatkan keseluruhan *joint angle parameter* yang dapat dilihat pada Lampiran B.

Dari hasil beberapa *trial* yang telah dilakukan kemudian didapatkan *Settling Index* pada masing-masing *joint* untuk gerakan maksimum *extension* pada *knee joint* dan gerak maksimum *dorsiflexion* maksimum *plantarflexion* pada *ankle joint*. *Settling Index* dalam *cycle* dapat dilihat pada Tabel 5.14 . Dari Tabel 5.14 tersebut didapatkan bahwa gerak *extension* dari *knee joint* akibat stimulasi dari

otot VA agar mencapai atau mendekati sudut target dibutuhkan  $14 \pm 2$  cycle. Untuk gerak *dorsiflexion* pada *ankle joint* akibat stimulus otot TA yaitu dibutuhkan  $12 \pm 2$  cycle, sedangkan gerak *plantarflexion* pada *ankle joint* akibat stimulus otot GC yaitu dibutuhkan  $15 \pm 2$  cycle.

**Tabel 5.14** *Settling Index* yang dihasilkan oleh FLC pada keseluruhan hasil *trial*

<b>Joint</b>	<b>Angle</b>	<b>Settling Index (cycle)</b>
Knee	Max. Extension	$14 \pm 2$
Ankle	Max. Dorsiflexion	$12 \pm 2$
	Max. Plantarflexion	$15 \pm 2$

## BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN

### 6.1 Kesimpulan

Perancangan *wireless* FES yang pada masing-masing FES terdiri dari *boost converter*, *pulse generator* dan *driver channel*. Penggunaan PWM1 dengan spesifikasi *duty cycle* 25%, frekuensi 20 KHz pada rangkaian *boost* serta penggunaan PWM2 dengan *duty cycle* 98% dan frekuensi 20 Hz pada rangkaian *pulse generator* merupakan spesifikasi yang paling efektif, dikarenakan mampu menghasilkan sudut yang besar saat distimulasi. Ketiga otot yang menjadi target dari penelitian yaitu otot *Tibialis Anterior* (TA), *Gastrocnemius* (GC), dan *Vastus* (VA) yang berperan dalam gerakan bagian *lower limb*.

Penggunaan kontroler berupa *Fuzzy Logic Controller* (FLC) berfungsi untuk menentukan lamanya atau durasi dari stimulasi pada ketiga otot yang menjadi target. Dengan penggunaan *input* berupa *error* dan *desired angle* serta *rule* yang telah dibuat, didapatkan, FLC mampu mengontrol *knee joint* dan *ankle joint* dari *cycle* ke *cycle* selanjutnya (*cycle-to-cycle control*) pada proses berjalan.

Berdasarkan *Settling Index* yang didapatkan hasil dari beberapa *trial* yang telah dilakukan yaitu, bahwa gerak *extension* dari *knee joint* akibat stimulasi dari otot VA akan tercapai atau mendekati sudut target membutuhkan  $14 \pm 2$  *cycle*. Untuk gerak *dorsiflexion* pada *ankle joint* akibat stimulus otot TA yaitu dibutuhkan  $12 \pm 2$  *cycle*, sedangkan gerak *plantarflexion* pada *ankle joint* akibat stimulus otot GC yaitu dibutuhkan  $15 \pm 2$  *cycle*.

Berdasarkan *joint angle parameter*, dapat terlihat bagaimana peran masing-masing FLC untuk menstimulasi otot yang ditargetkan. Pada FLC1 yang mengatur otot *Tibialis Anterior* (TA) untuk gerakan *ankle dorsiflexion* dapat dilihat dari parameter *Maximum Ankle Dorsiflexion at Swing Phase* (MADsw), dimana didapatkan sudut setelah stimulasi sebesar  $(108.53 \pm 2.08^\circ)$ , mendekati sudut target  $98^\circ$ . Pada FLC2 yang mengatur otot *Gastrocnemius* (GC) untuk gerakan *ankle plantarflexion* dapat dilihat dari parameter *Maximum Ankle Plantarflexion at Swing Phase* (MAPsw), dimana didapatkan sudut setelah stimulasi sebesar  $(82.85 \pm 5.14^\circ)$ , mendekati sudut target  $82^\circ$ . Pada FLC3 yang mengatur otot *Vastus* (VA) untuk gerakan *knee extension* dapat dilihat dari parameter *Maximum Knee Extension at Swing Phase* (MKEsw), dimana didapatkan sudut setelah stimulasi sebesar  $(12.69 \pm 1.8^\circ)$ , mendekati sudut target  $14^\circ$ .

### 6.2 Saran

Untuk penelitian berikutnya, lebih disarankan untuk mempelajari proses pengiriman data dengan lebih baik. Selain itu membuat *board* atau *hardware* yang lebih mudah ketika diimplementasikan pada subjek sehingga lebih mudah saat digunakan nantinya. Diusahakan menggunakan baterai dengan ukuran lebih kecil

namun bearus tinggi karena penggunaan FES yang membutuhkan daya besar.

Untuk proses monitoring dengan menggunakan delphi harus lebih efisien , dikarenakan kemampuan delphi yang terbatas terutama dalam *plotting* banyak data secara *real time*.

## DAFTAR PUSTAKA

A.Arifin., Watanabe, T. & Hoshimiya, N., 2006. Design of Fuzzy Controller of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES, No.4, *IEICE Trans. Inf & Syst. E89-D*.

Azman, A.W., Naeem, J., Mustafah, Y.M., July,2012. The Design Of Non-Invasive Functional Electrical Stimulation (FES) for Restoration of Muscle Function, in: 2012 *International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE)*. Presented at the 2012 *International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE)*, pp. 612–616.

Benedictus Indrajaya, Achmad Arifin, 2012. *Pengembangan Wireless Wearable Sensor Untuk Pengukuran Lower Limb Joint Angles Dan Gait Phases*, Tesis 2012. Bidang Keahlian Teknik Elektronika, Program Pascasarjana Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Bohannon, R., Williams Andrews, A., 1995. Relationship Between Impairments And Gait Performance After Stroke: *a summary of relevant research*. *Gait & Posture* 3, 236–240.

Cheryl ,L.L.,Milos,R.P.,2008. Functional Electrical Stimulation:Closed Loop Control Of Induced Muscle Contractions, APRIL 2008,IEEE control system magazine

Chou, C.H., Chen, S., Hwang, Y.S., Ho, C.S., Chen, C.C., Chen, S.C., Chen, Y.L., May,2011. *Application of FES for Hemiplegia in Extremity Coordination Training*, in: *(iCBBE) 2011 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Presented at the *(iCBBE) 2011 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, pp. 1–4

Fauzan A., A. Arifin & Indrajaya, B., 2015. Design of wearable system for closed-loop control of gait restoration system by Functional Electrical Stimulation, 2015 *International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA)*, Surabaya, Indonesia.

Hendi Wicaksono Agung D, Achmad Arifin.,2009. *Fuzzy Controller Type 2 berbasis Metode Cycle-to-cycle untuk Rehabilitasi Swing Gait Phase dengan FES*. Tesis 2009. Bidang Keahlian Teknik Elektronika, Program Pascasarjana Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

Hubli, M., Bolliger, M., Limacher, E., R. Luft, A., Dietz, V., 2012. Spinal neuronal dysfunction after stroke. *Experimental Neurology* 234, 153–160.

Jones, R., Davies Smith, A., Nuyens, G., Whitlock, T., Peasegood, W., Ketelaer, P., Bateman, A., Nov,1997. Functional electrical stimulation for foot drop in multiple sclerosis. Patient selection, in: *IEE Colloquium on FES in the UK - Into the Next*

*Millenium (Digest No: 1997/299). Presented at the IEE Colloquium on FES in the UK - Into the Next Millenium (Digest No: 1997/299), pp. 2/1–2/4.*

Lin Meng , Bernd Porr , Catherine A Macleod and Henrik Gollee, 2010. Technical developments of functional electrical stimulation to restore gait functions: *Sensing, control strategies and current commercial systems, Vol 28 no 4.*

Lyons, G.M., Sinkjaer, T., Burridge, J.H., Wilcox, D.J., 2002. A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot., *IEEE Transactions on 10, 260–279*

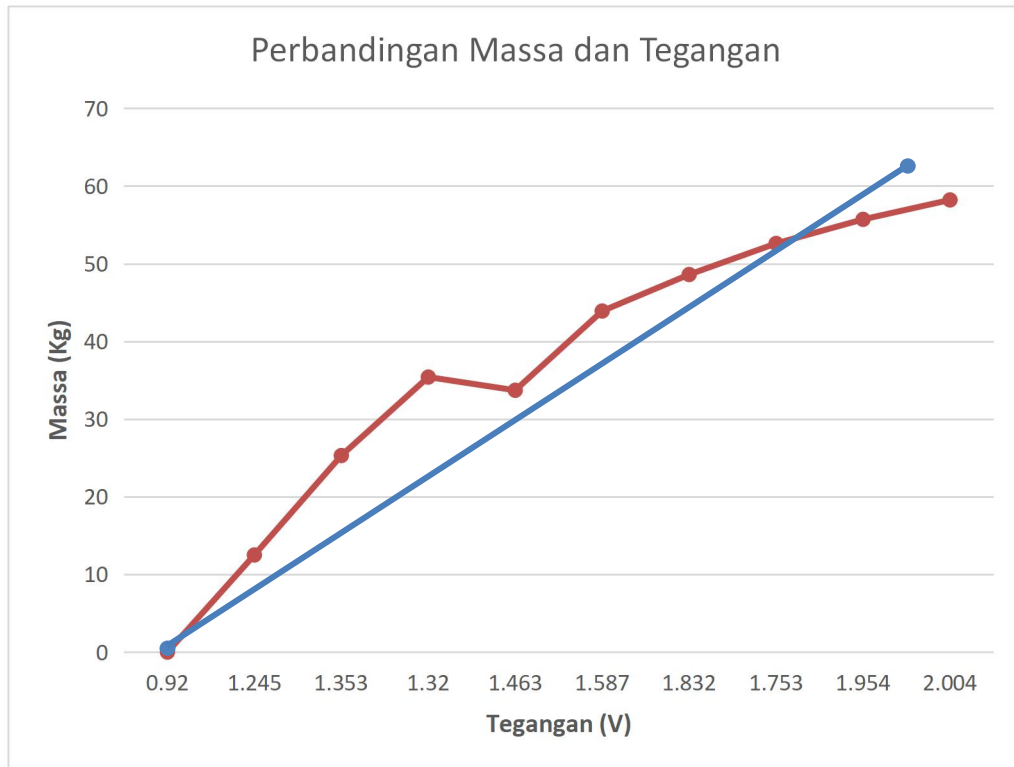
Naoto Miura, takashi Watanabe, Satoru Sugimoto<sup>1</sup>, Kazunori Seki, and Hiroshi Kanai, 2011. Fuzzy FES controller using cycle-to-cycle control for repetitive movement training in motor rehabilitation. *Experimental tests with wireless system. Journal of Medical Engineering & Technology, 2011; 35(6–7): 314–321*

Sandra M. Woolley, 2001. *Characteristics of Gait in Hemiplegia: Topics In Stroke Rehabilitation / Winter 2001.*

T. Watanabe, T. Masuko, A. Arifin, and M. Yoshizawa, 2008. A Feasibility Study of Fuzzy FES Controller Based on Cycle-to-cycle Control : An Experiment Test of Knee Extension Control. *IEICE Trans. Inf & Syst. E89-D. NO.3*

## LAMPIRAN A

Berikut dilampirkan perbandingan dari nilai *output* sensor FSR dengan nilai massa dari alat ukur . Kemudian dicari *regression line* untuk mendapatkan persamaannya



No	Tegangan (V)	Massa (Kg)
1	0.92	0
2	1.245	12.5
3	1.353	25.3
4	1.32	35.4
5	1.463	33.7
6	1.587	43.9
7	1.832	48.6
8	1.753	52.6
9	1.954	55.7
10	2.004	58.2

## LAMPIRAN B

Tabel *joint angle parameter knee joint dan ankle joint* dari *trial* Subjek I

Par.	Trial 1		Trial 2		Trial 3	
	Sudut ( $^{\circ}$ )	(% <i>time</i> )	Sudut ( $^{\circ}$ )	(% <i>time</i> )	Sudut ( $^{\circ}$ )	(% <i>time</i> )
MKFst	14.64±2.19	6.5±3.39	13.57±3.21	10.89±1.56	11.29±4.51	7.5±2.76
MKEst	10.88±1.94	19.64±7.43	11.39±1.24	21.22±3.95	9.59±2.11	18.54±3.22
MKFsw	46±3.52	66.44±7.63	44.72±3.59	63.73±3.44	45.96±4.36	65.11±1.45
MKEsw	12.69±1.8	88.11±12.92	9.19±2.3	90.32±10.33	13.87±2.58	86.9±5.98
MAPst	86.27±2.6	4.88±2.05	83.77±1.53	6.51±3.98	84.64±2.55	5.31±4.32
MADst	105.22±4.64	44.16±10.16	98±3.22	46.92±7.44	103.98±2.11	40.65±5.44
MAPsw	82.85±5.14	59.97±8.54	81.99±2.32	57.43±5.12	78.59±2.61	60.66±7.42
MADsw	108.53±2.08	69.42±14.28	105.90±3.84	72.46±8.99	101.56±4.76	70.36±9.55

Tabel *joint angle parameter knee joint dan ankle joint* dari *trial* Subjek II

Par.	Trial 1	
	Sudut ( $^{\circ}$ )	(% <i>time</i> )
MKFst	10.19±3.21	4.33±0.44
MKEst	7.88±2.13	20.61±1.47
MKFsw	40.54±4.88	61.77±6.41
MKEsw	14.78±1.19	85.19±3.56
MAPst	81.77±5.78	5.87±3.06
MADst	100.67±3.83	42.18±7.65
MAPsw	83.72±4.32	62.14±5.32
MADsw	105.55±1.43	65.17±5.11

Tabel *Settling Index* pada setiap *trial*

No	Subject	Trial	Knee Extension (cycle)	Ankle Dorsiflexion (cycle)	Ankle Plantarflexion (cycle)
1.	I	1	11	11	16
2.		2	14	13	14
3.		3	15	14	14
4.	II	1	16	11	18



## BIODATA PENULIS



Penulis bernama Ardhiefa Rachmana Rahman yang biasa dipanggil “Ardhi”. Lahir di Bekasi 12 Mei 1997. Anak kedua dari 3 bersaudara. Masa kecilnya sering berpindah-pindah karena pekerjaan orangtua. Saat SD bersekolah di 3 SD , kelas 1-2 di Bekasi, kelas 3-4 di Makassar dan 5-6 di Surabaya hingga saat ini. Saat SMP penulis bersekolah di SMPN 22 Surabaya , kemudia melanjutkan ke jenjang SMA di SMA Al-Hikmah Surabaya. Saat ini penulis sedang menjalani masa semester terakhir di perkuliahannya di Departemen Teknik Biomedik ITS. Selama berkuliah , penulis pernah berpatipasi sebagai asisten Praktikum Instrumentasi Biomedika dan Pengolahan Sinyal Biomedika.

Contact : [rahman\\_ardhi@rocketmail.com](mailto:rahman_ardhi@rocketmail.com)