TUGAS AKHIR – TE 141599

STUDI EKSPERIMENTAL *WEARABLE FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION* PADA PERGERAKAN *KNEE JOINT* DENGAN MENGGUNAKAN SISTEM KENDALI *CYCLE-TO-CYCLE CONTROL*

Stanley Setiawan
NRP 2212100035

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

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

FINAL PROJECT – TE 141599

EXPERIMENTAL STUDY OF A WEARABLE FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION ON KNEE JOINT MOVEMENT USING CYCLE-TO-CYCLE CONTROL

Stanley Setiawan
NRP 2212100035

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

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

STUDI EKSPERIMENTAL *WEARABLE FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION* PADA PERGERAKAN *KNEE JOINT* DENGAN MENGGUNAKAN SISTEM KENDALI *CYCLE-TO-CYCLE CONTROL*

TUGAS AKHIR

Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Menyetujui:

Dosen Pembimbing

Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.
NIP. 197103141997021001

SURABAYA
JUNI, 2016

STUDI EKSPERIMENTAL *WEARABLE FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION* PADA PERGERAKAN *KNEE JOINT* DENGAN MENGGUNAKAN SISTEM KENDALI *CYCLE-TO-CYCLE CONTROL*

Nama : Stanley Setiawan
Pembimbing I : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Pada penelitian ini dikembangkan sebuah perangkat *functional electrical stimulation* yang mudah digunakan (*wearable*) dengan sistem kendali *cycle-to-cycle control* untuk restorasi gerakan pada *knee joint.* Perancangan perangkat keras menggunakan sistem sensor dan rangkaian pembangkit sinyal. Pada sistem sensor, digunakan sensor *accelerometer* dan *gyroscope* yang digabungkan untuk mendapatkan sudut sebagai nilai *feedback* pada sistem kendali. Untuk menguji ketepatan sensor, dilakukan pengukuran pada model kaki statis, dan didapatkan nilai RMSE sebesar 0.714°. Rangkaian pembangkit sinyal yang telah dirancang dapat menghasilkan tegangan maksimum sebesar 98 Volt, dengan frekuensi 20Hz dan lebar pulsa 200 μS. Sistem kendali *cycle-to-cycle* menggunakan sistem *fuzzy controller* dengan 2 kondisi berbeda yaitu *single input single output* (SISO) untuk gerakan *knee flexion* dan *multiple input single ouput* (MISO) untuk gerakan *knee extension*. Nilai input yang digunakan pada SISO adalah nilai *error* yang didapatkan dari selisih sudut tercapai, sedangkan pada MISO adalah nilai *error* dan nilai *desired range.* Hasil keluaran dari *fuzzy* adalah nilai ΔTB sebagai durasi stimulasi pada stimulator. Percobaan dilakukan dengan posisi "duduk" dan "berdiri" untuk kedua gerakan *flexion* dan *extension.* Dari percobaan pada 8 subyek yang sehat, didapatkan bahwa rata – rata *settling time* untuk *knee extension* duduk adalah 5 siklus dan berdiri adalah 4 siklus. Sedangkan untuk *knee flexion* duduk adalah 6 siklus sedangkan berdiri adalah 9 siklus.

Kata kunci : *Knee joint, Cycle-to-cycle, FES, Functional Electrical Stimulation, Fuzzy*

 # Halaman ini sengaja dikosongkan #

EXPERIMENTAL STUDY OF A WEARABLE FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION ON KNEE JOINT MOVEMENT USING CYCLE-TO-CYCLE CONTROL

Name ***: Stanley Setiawan***
1st Advisor ***: Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.***

ABSTRACT

In this study, a wearable functional electrical stimulation with a cycle-to-cycle control system for knee joint restoration was developed. The hardware system consisted of a sensor system and a pulse generating circuit. In the sensor system an accelerometer and a gyroscope sensor was fused to measure the tilt angles from the knee joint. For measuring the accuracy of the sensors, it was placed on a synthetic static knee joint and the RMSE result was as small as 0.714°. The pulse generating circuit used for this study can produce a maximum voltage of 98 Volts with a 20 Hz frequency and a width of 200 μS each pulse. A fuzzy controller with 2 different conditions was used for the cycle-to-cycle control system. Those conditions are the single input single output (SISO) for knee flexion, and multiple input single output for knee extension. The input value for SISO controller was the error value, obtained from the difference of obtained angle, as for the MISO controller, the input values were error value and the desired range. The result obtained from these fuzzy controllers were the ΔTB as the burst duration from the stimulators. Experiments on human subjects were held for 8 different healthy subjects for sitting and standing positions on knee flexion and extension. From these experiments, the average settling time on knee extension while sitting is 5 cycles, as for standing was 4 cycles. On the other hand, the settling time on knee flexion while sitting was 6 cycles while for standing was 9 cycles.

Keywords: knee joint, cycle-to-cycle, FES, functional electrical stimu lation, fuzzy

 # Halaman ini sengaja dikosongkan #

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN i
ABSTRAK iii
ABSTRACT v
KATA PENGANTAR vii
DAFTAR ISI ix
DAFTAR GAMBAR xiii
DAFTAR TABEL xvii
DAFTAR LAMPIRAN xviii
BAB I 1
PENDAHULUAN 1
1.1. Latar Belakang 1
1.2. Permasalahan 2
1.3. Tujuan 2
1.4. Metodologi 2
1.5. Sistematika Penulisan 3
1.6. Relevansi 4
BAB II 5
TEORI PENUNJANG 5
2.1 *Functional Electrical Stimulation* (FES) 5
2.1.1 Open-loop FES System 6
2.1.2 Closed-loop FES System 7
2.2 *Muscolo – Skeletal System* 8
2.3 Gerakan Sendi Lutut (*Knee Joint Movement*) 9
2.4 Sistem Kendali *Cycle-to-cycle Control* 10
2.5 Fuzzy Control System 12
2.6 Pembangkit Stimulus 14
2.7 Rangkaian *Non-Isolated Boost Converter* 16
2.8 Pengukuran Arah dan Sudut pada *Lower Limbs* 21
2.8.1. *Accelerometer* 23
2.8.2. *Gyroscope* 25
2.9 Digital Butterworth Low Pass Filter 26
2.10 Kalman Filter 27
BAB III 29
PERANCANGAN SISTEM 29

3.1 Perancangan Sistem....29
3.2 Perancangan Sistem Sensor pada *Master* dan *Slave* 31
3.2.1 Sensor *accelerometer* 31
3.2.2 Sensor *gyroscope* 33
3.2.3 Pemilihan sumbu sensor *accelerometer* dan *gyroscope* .33
3.3 Perancangan *Embedded System Software*....34
3.3.1 Sistem Penerimaan Data 35
3.3.1.1 Sistem Signal Conditioning 35
3.3.1.2 Sistem Buffer 36
3.3.2 Perhitungan Knee Joint Angle Berdasarkan Sensor Fusion 37
3.3.2.1 Digital Butterworth Low Pass Filter 2nd order ..38
3.3.2.2 Filter Kalman 39
3.3.2.3 Tilt Angle Calculation....39
3.3.3 *Fuzzy Controller* 41
3.4 *User - Interface Software* 48
3.5 Perancangan *Electrical Stimulator* 54
3.5.1 Rangkaian Penaik Tegangan 55
3.5.2 Rangkaian Pembangkit Pulsa 58
3.5.3 Rangkaian Driver Channel 59
3.6 Rangkaian lengkap Keseluruhan Sistem 60
3.6.1 Modul *Master* 61
3.6.2 Modul *Slave* 61
3.7 Realisasi Sistem pada Subyek....62
BAB IV....63
PENGUJIAN DAN ANALISIS....63
4.1 Uji Coba Rangkaian *Electrical Stimulator* 63
4.1.1 Pengujian Rangkaian *Non-isolated Boost Converter*....63
4.1.2 Pembangkit Sinyal 200 μS, 20Hz, 100 V....65
4.1.3 Driver Channel 67
4.1.4 Uji Coba Respon Subyek 69
4.2 Uji Coba Sensor 70
4.2.1 Pengujian Respon Sensor *Accelerometer* dan *Gyroscope* 70

4.2.2 Pengukuran *Knee Joint Angle* dengan Model Kaki Buatan 72
4.2.3 Pengaruh Filter Digital pada Keluaran Sensor 74
4.2.4 Hasil Pengukuran Sudut *Tilt* dengan *Sensor Fusion* dan *Kalman Filter* 75
4.3 Uji Coba Kontroler 76
4.3.1 Kontroler *Fuzzy Single Input Single Output* (SISO) 77
4.3.2 Kontroler *Fuzzy Multiple Input Single Output* (MISO) 79
4.4 Uji Coba *Functional Electrical Stimulation System* pada Subyek Normal 81
4.4.1 Uji Coba *Software User Interface* 82
4.4.2 Uji Coba *Knee Extension* 84
4.4.3 Uji Coba *Knee Flexion* 91
BAB V 99
PENUTUP 99
5.1 Kesimpulan 99
5.2 Saran 99
DAFTAR PUSTAKA 101
LAMPIRAN A 103
LAMPIRAN B 106
LAMPIRAN C 108
RIWAYAT PENULIS 113

 # Halaman ini sengaja dikosongkan #

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Ilustrasi pemakaian sistem FES[3] 6
Gambar 2. 2 Diagram blok dari sistem *open - loop FES*..... 6
Gambar 2. 3 Diagram blok dari *Closed - Loop FES* 7
Gambar 2. 4 Proses pada *Neuromuscular Joint* pada Otot pada saat : (a) kontraksi (b) relaksasi [5] 8
Gambar 2. 5 Otot yang bertanggung jawab pada *knee joint movement* [5] 9
Gambar 2. 6 Gerakan knee *Flexion* dan *Extension* [6]..... 10
Gambar 2. 7 Konsep dari *cycle-to-cycle control* pada gerakan *extension* [7] 11
Gambar 2. 8 *Error angle* input *Fuzzy Set* pada FES 12
Gambar 2. 9 Sinyal keluaran rangkaian *electrical stimulator* [4] . 15
Gambar 2. 10 Hasil pengujian pembangkit stimulus (a) Sinyal pembangkit stimulus (b) Tampilan sinyal yang diperbesar [4]..... 15
Gambar 2. 11 Rangkaian *non - isolated boost converter* [4]..... 16
Gambar 2. 12 Grafik tegangan pada induktor dan arus pada kapasitor [4] 17
Gambar 2. 13 Rangkaian penyempurnaan *non-isolated boost converter* [4] 21
Gambar 2. 14 *Gait measurement analysis* [8] 21
Gambar 2. 15 Penggunaan goniometer untuk mengukur sudut sendi *knee-joint* [8] 22
Gambar 2. 16 Hasil keluaran dari penggunaan OPTOTRAK [4].... 22
Gambar 2. 17 Arah vektor sensor ADXL35 [10] 23
Gambar 2. 18 Perbandingan penggunaan 1 sumbu (atas) dan 2 sumbu (bawah) [4]..... 24
Gambar 2. 19 Orientasi sumbu putar ENC-03 [11]..... 25
Gambar 2. 20 Struktur filter kalman [4]..... 27

Gambar 3. 1 Diagram blok FES control system..... 29
Gambar 3. 2 Posisi perangkat pada tubuh dan nama otot yang mempengaruhi gerakan knee flexion..... 30
Gambar 3. 3 Axis yang digunakan modul master 33
Gambar 3. 4 Axis yang digunakan modul slave..... 33
Gambar 3. 5 Diagram blok embedded system software 35

Gambar 3. 6 Diagram blok pengkondisian hasil pembacaan sudut knee joint....37
Gambar 3. 7 Free body diagram dari knee joint....40
Gambar 3. 8 Diagram blok fuzzy controller 41
Gambar 3. 9 Ilustrasi sudut referensi pada knee extension dan knee flexion pada free body diagram....42
Gambar 3. 10 Grafik fuzzy set dari desired range pada sistem kendali MISO....44
Gambar 3. 11 Grafik fuzzy set untuk error value pada sistem kendali MISO....44
Gambar 3. 12 Grafik fuzzy set yang digunakan pada nilai error pada kontroler SISO 46
Gambar 3. 13 Grafik fuzzy set yang digunakan pada nilai ΔTB pada kontroler SISO 47
Gambar 3. 14 Perbesaran bagian koneksi software dengan hardware 48
Gambar 3. 15 Tampilan pada input biodata subyek....49
Gambar 3. 16 Tampilan input untuk kendali stimulator perangkat. Gambar di kanan merupakan hasil perbesaran dari tampilan program 50
Gambar 3. 17 Tampilan grafik yang akan muncul ketika software menerima data dari perangkat hardware 51
Gambar 3. 18 Tampilan "Stimulation Controller" pada bagian FES Controller 52
Gambar 3. 19 Tampilan pada "Angle Monitoring" 53
Gambar 3. 20 Tampilan pada "Angle Monitoring" dan "Fuzzy Graph"....54
Gambar 3. 21 Diagram blok rangkaian electrical stimulator 55
Gambar 3. 22 Realisasi rangkaian boost converter....56
Gambar 3. 23 Realisasi rangkaian feedback 58
Gambar 3. 24 Rangkaian pembangkit pulsa 58
Gambar 3. 25 Rangkaian driver channel....59
Gambar 3. 26 Diagram blok rangkaian lengkap perangkat FES....60
Gambar 3. 27 Realisasi sistem FES pada kondisi berdiri (kiri) dan kondisi duduk (kanan)....62

Gambar 4. 1 Diagram blok pengukuran pada rangkaian *boost converter* 63

Gambar 4. 2 Perbandingan tegangan keluaran *boost converter* terhadap *duty cycle* pada frekuensi yang berbeda..... 64
Gambar 4. 3 Hasil pembangkit sinyal PWM1 pada 20 KHz dengan *duty cycle* 13% (a) dan duty cycle 73% (b) 64
Gambar 4. 4 Pulsa yang dihasilkan. Gambar bawah merupakan pulsa yang dibesarkan..... 66
Gambar 4. 5 Cara kerja rangkaian *driver channel*. Gambar (a) menunjukan *channel* mana yang mau dipakai. Gambar (b) menunjukan hasil pada oscilloscope ketika on, dan gambar (c) menunjukan hasil ketika rangkaian off .. 67
Gambar 4. 6 Hasil output arus pada rangkaian driver channel..... 68
Gambar 4. 7 Peletakan Elektroda untuk uji coba respon subyek .. 69
Gambar 4. 8 Pembacaan ADC pada *accelerometer* sumbu X (Merah) dan gyroscope (hitam) 70
Gambar 4. 9 Hasil pembacaan sudut tilt pada saat diam (atas) dan bergerak (bawah). Garis biru adalah *gyroscope* dan garis merah adalah *accelerometer* 71
Gambar 4. 10 Hasil ADC value ketika sensor digerakkan 71
Gambar 4. 11 Model kaki statis yang digunakan 72
Gambar 4. 12 Perbandingan hasil keluaran LPF digital. Foto atas menunjukan hasil RAW, foto bawah menunjukan hasil LPF: (a) *Accelerometer* X (b) *Accelerometer* Z (c) Gyroscope..... 74
Gambar 4. 13 Hasil pembacaan saat subyek dalam posisi berdiri selama 5 detik. 75
Gambar 4. 14 Hasil pembacaan saat subyek dalam posisi duduk selama 5 detik. 75
Gambar 4. 15 Sudut Referensi pada *knee extension* dan *knee flexion*. 76
Gambar 4. 16 Lokasi sudut referensi ketika subyek duduk..... 76
Gambar 4. 17 Grafik perbandingan nilai error, ΔTB dan sudut yang tercapai (*achieved angle*)..... 77
Gambar 4. 18 Grafik perbandingan nilai ΔTB dengan *burst duration* pada pin BFLH 78
Gambar 4. 19 Grafik perbandingan untuk *input membership function* dan *output membership function*..... 79
Gambar 4. 20 Grafik perbandingan nilai ΔTB dengan durasi pada *rectus* 80

Gambar 4. 21 Posisi berdiri (a) dan posisi duduk (b).....81
Gambar 4. 22 Tampilan program user interface. (a) Tombol *Settings*, (b) Tombol koneksi dengan hardware, (c) Tombol memulai program, (d) Tombol stop, (e) Tombol memutus hubungan dengan hardware, (f) Tombol untuk menyimpan data dan (g) Tombol untuk memuat data.....82
Gambar 4. 23 Grafik burst duration dan grafik sudut *knee joint* pada saat stimulasi.....83
Gambar 4. 24 Grafik *boost* thigh ketika stimulasi 83
Gambar 4. 25 Hasil pembacaan sudut selama 3 *cycle* pada Subjek A. Stimulasi baru mulai ketika detik ke-5.....84
Gambar 4. 26 Perbandingan antara grafik error dan grafik *burst duration* pada saat subyek duduk 85
Gambar 4. 27 Hasil nilai *error knee extension* pada saat duduk pada Subyek A (atas) dan Subyek B (bawah).....86
Gambar 4. 28 *Settling time* pada nilai *error* kedua subyek.....86
Gambar 4. 29 Perbandingan hasil sudut yang dicapai dalam 4 percobaan sitting *knee extension* 87
Gambar 4. 30 Perbandingan nilai *error* terhadap *burst duration*.....88
Gambar 4. 31 Perbandingan nilai *error* dengan *burst duration* pada subyek E ketika pengambilan pertama dan kedua.....89
Gambar 4. 32 Perbandingan nilai error dan *burst duration* pada kedua subjek pada kondisi berdiri.....90
Gambar 4. 33 Perbandingan nilai sudut yang tercapai pada Subyek A dan Subyek B pada kondisi berdiri 91
Gambar 4. 34 Hasil sudut pada kaki yang distimulasi 92
Gambar 4. 35 Perbandingan nilai sudut *error* dengan *burst duration* pada BFLH.....92
Gambar 4. 36 Perbandingan Sudut *error* subyek A dan subyek B ..93
Gambar 4. 37 Hasil perbandingan antara sudut yang dicapai dengan sudut referensi 94
Gambar 4. 38 Hasil nilai error yang didapat pada subyek C2.....94
Gambar 4. 39 Perbandingan nilai error dengan burst duration pada saat knee flexion dalam kondisi "berdiri" 95
Gambar 4. 40 Perbandingan nilai *error* dari kedua subyek 95
Gambar 4. 41 Perbandingan nilai sudut yang tercapai dengan sudut referensi pada kedua subyek 96

Gambar 4. 42 Hasil percobaan pada subyek H pengambilan kedua 97

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Contoh *Fuzzy-rule* based system pada FES [7].....14

Tabel 3. 1 Tabel *fuzzy rule* untuk MISO 43
Tabel 3. 2 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *error* pada MISO 45
Tabel 3. 3 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *desired range* pada MISO.....45
Tabel 3. 4 Tabel *fuzzy rule set* untuk sistem kendali SISO 45
Tabel 3. 5 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *error* pada SISO 46
Tabel 3. 6 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai ΔTB 47

Tabel 4. 1 Perbandingan tegangan dengan sumber yang berbeda 65
Tabel 4. 2 Hasil pengujian arus output.....68
Tabel 4. 3 Tabel perbandingan respon stimulus pada subyek 70
Tabel 4. 4 Hasil pembacaan sudut oleh accelerometer.....73
Tabel 4. 5 Rata - rata parameter stimulasi knee flexion ketika posisi duduk.....87
Tabel 4. 6 Parameter error pada knee extension standing position ...91
Tabel 4. 7 Parameter pada sitting position knee flexion.....93
Tabel 4. 8 Parameter untuk knee flexion pada standing position 96

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A 103
Lampiran B..... 106
Lampiran C 108

BAB I
PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Penyakit – penyakit seperti stroke dan kelumpuhan ruas tulang belakang (*spinal cord injury*) pada umumnya menyerang sistef saraf dan dapat menyebabkan degenerasi yang cepat pada otot – otot skeletal yang mengakibatkan paralisis [1]. Pada umumnya, pasien penderita penyakit tersebut mengikuti program *fisioterapi* yang salah satunya adalah *Functional Electrical Stimulation* (FES).

Penggunaan FES pertama kali digunakan pada tahun 1967 untuk membenarkan cara pasien berjalan dengan menstimulasi saraf *peroneal* pada saat berjalan. Sistem kerja dari FES untuk merehabilitasi gerakan anggota tubuh ini dilakukan dengan memberikan stimulus elektris pada otot skeletal untuk menghasilkan kontraksi. Dengan adanya kontraksi, maka otot akan menghasilkan torsi pada persendian – persendian yang menyebabkan terjadinya gerakan [2]. Penggunaan FES sebagai alat rehabilitasi berjalan sudah cukup banyak dilakukan. Pada tahun 1963 contohnya, Kantrowitz menyatakan bahwa dengan menggunakan FES, seorang pasien *paraplegic* (lumpuh pada kedua kaki) dapat berdiri tanpa dengan bantuan tongkat namun dengan bantuan FES. Namun, FES yang digunakan berukuran cukup besar, dan diperlukan proses kalibrasi yang panjang sehingga tidak semua orang dapat menggunakannya. Sedangkan, penggunaan FES yang intens dapat memperbaiki mekanisme pemulihan pada anggota tubuh yang di stimulus lebih cepat.

Sekarang ini, sudah mulai banyak penelitian tentang FES yang lebih mudah digunakan (*wearable*). FES tersebut pada umumnya dilengkapi dengan sensor gerakan untuk *gait analysis* (analisa berjalan) dan juga bagian *stimulator*. Pada bagian *stimulator,* FES akan menghasilkan pulsa yang akan menstimulus otot – otot yang telah ditentukan. Sebuah mikrokontroler digunakan untuk membangkitkan pulsa stimulus. Selain mikrokontroler, rangkaian driver juga ditambahkan pada FES agar didapat FES dengan jumlah *channel* yang banyak seperti pada penelitian Fauzan dkk. Sistem sensor *gait analysis* digunakan untuk melihat perubahan sudut dan juga arah yang dihasilkan dari anggota tubuh yang digerakkan. Pada gerakan *extension* dan *flexion* pada sendi lutut (*knee joint*), sistem sensor akan membaca sudut yang dihasilkan oleh antara paha (*thigh*) dengan betis (*shank*).

Pada penelitian sebelumnya [4], FES yang diteliti masih bersifat open-loop, sehingga hasil pembacaan pada sensor tidak mempengaruhi durasi stimulus pada setiap channel namun ditentukan oleh pengguna. Oleh karena itu, disusunlah Tugas Akhir dengan judul ***"Studi Eksperimental Wearable Functional Electrical Stimulation pada Pergerakan Knee Joint dengan menggunakan Sistem Kendali Cycle-to-cycle Control"***. Dengan adanya sistem kendali *cycle-to-cycle* control, maka hasil pembacaan sudut dari sensor *gait analysis* akan digunakan sebagai input pada sistem kendali. Sudut yang tercapai akan dibandingkan dengan sudut referensi (*reference angle*) sehingga program dapat mengatur durasi stimulus pada setiap channel otomatis.

1.2. Permasalahan

Permasalahan yang akan dibahas dalam tugas akhir ini adalah:

1. Tata peletakan elektroda *stimulator* pada otot – otot yang bereaksi pada saat gerakan *flexion* dan *extension*
2. Bagaimana proses akuisisi data pada sensor dan cara untuk mengurangi gangguan – gangguan (*noise*) yang ada dan secara *real time*
3. Kalibrasi sensor dan peletakan sensor pada bagian paha (*thigh*) dan betis (*shank*)
4. perencanaan model *wearable* FES yang mudah, nyaman dan aman digunakan

1.3. Tujuan

Tujuan dari pembuatan tugas akhir ini adalah dapat melakukan studi eksperimen pada subyek normal sehingga dapat didapatkan hasil karakteristik dari respon pergerakan *knee joint* setelah diberikan stimulus oleh FES.

1.4. Metodologi

Dalam penulisan tugas akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut:

1. Studi Literatur
   Mengumpulkan dan mempelajari referensi berupa buku, halaman *website*, paper, jurnal dan lainnya yang berkaitan dengan studi tersebut.

2. Pengembangan *Hardware*
   Mengembangkan *hardware* untuk bagian *master* sebagai sistem kendali pusat dari FES, dan bagian *slave* sebagai bagian *stimulator* dengan 5 *channel*.
3. Pengembangan *Software*
   Melakukan pengembangan *software* berupa program kendali untuk kontroler *cycle-to-cycle* dan program untuk interaksi manusia (*Human Machine Interface*).
4. Eksperimen
   Melakukan ujicoba dengan subjek normal pada bagian *knee joint movement* pada gerakan *flexion* dan *extension*.
5. Analisa Data
   Melakukan analisa data dari hasil eksperimen yang telah diuji.
6. Kesimpulan
   Kesimpulan diperoleh dengan membandingkan teori dan hasil dilapangan agar didapatkan kelebihan dan kekurangan alat tersebut dan dapat dihasilkan solusi untuk kekurangan alat tersebut.

Setelah alat diuji, dan diambil data maka alat akan diketahui apabila sudah bekerja sesuai dengan yang diharapkan.

1. Penulisan buku tugas akhir
   Penulisan laporan dilakukan sebagai kesimpulan dari keseluruhan proses tugas akhir ini. Kesimpulan tersebut juga merupakan jawaban dari masalah yang telah di analisa, dan akan diberikan saran dan masukan atas permasalahan yang didapatkan dan ditemukan.

1.5. Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan akan membahas latar belakang, tujuan, masalah, metode penelitian, sistematika, pembahasan, dan relevansi.

BAB II Teori penunjang dan literatur yang berkaitan bagi tugas akhir ini.

BAB III Perencanaan alat baik *hardware* maupun *software.*

BAB IV Hasil percobaan dan temuan – temuan alat dibahas pada bab ini.

BAB V Penutup berisi kesimpulan yang diperoleh dari tugas akhir ini, serta saran-saran untuk pengembangan lebih lanjut.

1.6. Relevansi

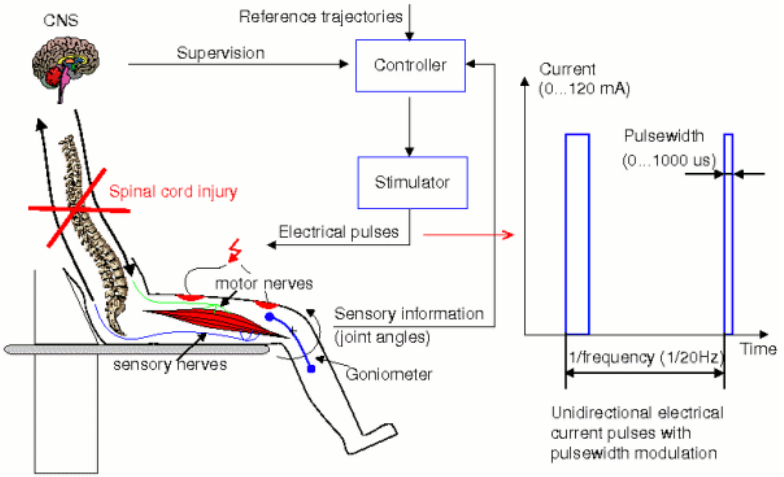
Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat menyusun pola pada pergerakan *knee joint*, khususnya *flexion* dan *extension* yang dihasilkan oleh FES

BAB II
TEORI PENUNJANG

2.1 *Functional Electrical Stimulation* (FES)

Secara harafiah, *functional* yang dalam bahasa Indonesia adalah fungsionil dapat diartikan menjadi merestorasi sebuah fungsi yang hilang. *Electrical stimulation* dalam bahasa Indonesia dapat diartikan menjadi stimulasi listrik, sehingga bila digabungkan dapat diartikan menjadi merestorasi fungsi yang hilang dengan menggunakan stimulus listrik. Menurut P.H. Peckham, *functional electrical stimulation (*FES) adalah memunculkan sebuah proses aktifasi pada sistem syaraf untuk mendapatkan efek terapeutik atau efek fungsional. Dalam prakteknya, FES adalah sebuah metode terapi yang menggunakan sinyal – sinyal listrik lemah yang ditempatkan pada otot pasien dengan menggunakan elektroda untuk memperbaiki kinerja dari anggota tubuh pasien. Penggunaan FES ini ditujukan untuk para pasien – pasien yang memiliki latar belakang penyakit stroke, cacat pada tulang belakang (*spinal cord injury*), kecelakaan yang menyebabkan lumpuhnya anggota gerak dan penyakit lainnya yang menyebabkan lumpuhnya anggota gerak pada tubuh pasien tersebut. Namun, pada dasarnya pasien yang mengalami kecelakaan sehingga tidak dapat menggerakan anggota tubuhnya mengalami kecacatan pada bagian tubuh tulang belakang (*spinal cord injury*).

Pada anggota tubuh yang normal, pergerakan pada otot akan diatur oleh sel neuron melalui impuls listrik yang disebut potensial aksi. Potensial aksi tersebut akan menghasilkan tegangan dari -70mV pada keaadaan normal hingga +40mV pada saat memberikan informasi. Sebuah gelombang potensial aksi tersebut akan menghasilkan frekuensi sekitar 4 hingga 12 Hz. Dengan menggunakan FES, elektroda yang ditempatkan pada lokasi – lokasi otot tertentu akan menggantikan fungsi potensial aksi yang hilang pada pasien – pasien paraplegia (lumpuh pada kedua kaki atau tangan) ataupun quadriplegia (lumpuh pada keseluruhan anggota gerak). Seperti yang terlihat pada Gambar 2.1, penggunaan FES pada Gambar tersebut digunakan untuk restorasi pada anggota gerak tubuh bagian bawah (*lower limb*) untuk gerakan *extension* (ekstensi). Elektroda FES ditempatkan pada otot *vastus.* Elektroda yang ditempatkan akan menggantikan sinyal listrik dari potensial aksi, sehingga menimbulkan kontraksi pada otot *vastus* dan menimbulkan gerakan



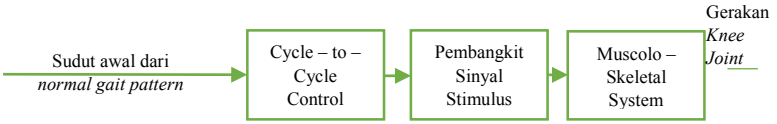
Gambar 2. 1 Ilustrasi pemakaian sistem FES[3]

ekstensi (*extension*). Frekuensi yang digunakan pada FES adalah 20Hz dengan amplitudo yang dapat diatur kekuatannya tergantung dari tingkat ketahanan dari subyek.

Setelah FES sudah dapat menstimulus otot *vastus*, maka FES akan mendapatkan sudut yang pada Gambar 2.1 tersebut didapatkan dari *goniometer*. Hasil pembacaan sudut tersebut akan menjadi masukan untuk sistem kendali dari FES. Berdasarkan dari sistem kendalinya, maka FES akan dibedakan menjadi dua macam yang akan dibahas pada bagian dibawah ini.

2.1.1 Open-loop FES System

Sistem *open – loop* atau loop terbuka adalah sebuah sistem yang tidak memiliki masukan kembali dari hasil kinerja sistem. Artinya adalah, bahwa dengan menggunakan sistem ini, maka hasil sudut yang dihasilkan

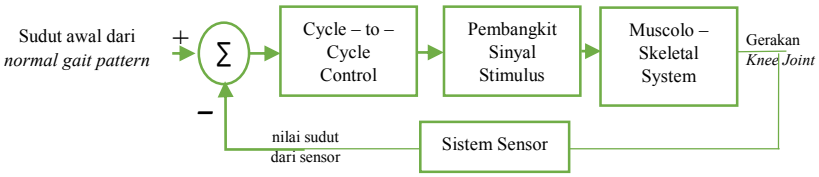


Gambar 2. 2 Diagram blok dari sistem open - loop FES

dari FES tidak akan secara langsung dimasukan sebagai *input* yang mempengaruhi dari durasi ataupun amplitudo pulsa listrik pada FES. Proses ini dapat disebutkan juga sebagai sistem kontinu yang tidak dapat dipengaruhi oleh kondisi saat ini. Sistem ini akan berjalan secara terus menerus apabila tidak terdapat perubahan yang dilakukan pada bagian *input*. Dalam prakteknya, penggunaan FES dengan sistem ini lebih banyak ditemui, sehingga para *fisioterapis* harus dengan sigap apa yang harus dilakukan pada saat anggota tubuh tersebut sudah mencapai sudut tertentu. Dengan proses ini, kesalahan karena faktor manusia (*human error*) akan menjadi lebih sering sehingga dibutuhkan sistem yang lebih baik lagi.

2.1.2 Closed-loop FES System

Bila sistem *open – loop* adalah sebuah sistem dimana hasil *output* pada sistem tidak akan mempengaruhi *input*, maka sistem *closed-loop* adalah sistem yang menggunakan konsep seperti sistem *open-loop* namun dilengkapi dengan satu atau lebih *feedback* sebagai pengatur dari proses kontrol yang sudah ada. Dengan dilengkapi sistem *closed – loop*, FES yang digunakan akan dapat mengatur secara otomatis berapa lama durasi maupun amplitudo yang diberikan kepada subjek. Seperti yang ditunjukan pada Gambar 2.3, *feedback* yang diberikan oleh FES adalah sudut yang tercapai (*achieved angle*), sehingga FES dapat membuat proses stimulasi menjadi lebih lama atau lebih cepat dibandingkan proses yang sebelumnya. Selain menggunakan sudut sebagai parameter *feedback*, hal lain yang dapat digunakan sebagai parameter adalah tingkat kelelahan otot (*muscle fatigue*). Dengan penambahan sistem kontrol seperti ini, maka diharapkan bahwa FES dapat mengambil keputusan yang akan menghasilkan gerakan *swing* yang baik sesuai dengan yang diperlukan pada saat itu.

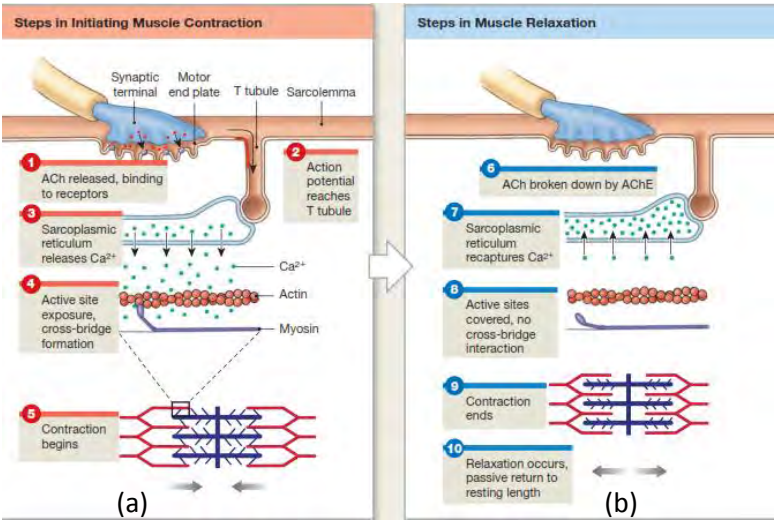


Gambar 2. 3 Diagram blok dari Closed - Loop FES

2.2 *Muscolo – Skeletal System*

Untuk menjaga posisi manusia pada saat berdiri, duduk, dan lainnya terdapat sistem *muscolo – skeletal* yang berfungsi untuk menyokong tubuh. Sistem ini terdiri dari sistem otot yang berfungsi sebagai aktuator, sistem tulang (skeletal) yang berfungsi sebagai rangka dan tumpuan, dan yang terakhir adalah sistem saraf yang berfungsi sebagai sensor dan penyalur informasi. Pada saat otot akan melakukan gerakan, otot akan diberikan stimulus oleh saraf motoric yang menempel pada otot, dan membentuk suatu hubungan yang dinamakan sebagai *neuromuscularjoint* (NMJ) yang merupakan tombak dari pergerakan yang dihasilkan manusia.

Pergerakan pada makhluk hidup terjadi karena adanya kontraksi dan relaksasi pada otot – otot yang kemudian menggerakan sistem skeletal. Namun, setiap pergerakan ini ditanggung jawab oleh saraf yang dinamakan motor neuron. Saraf tersebut akan menghantarkan sinyal otak atau tulang belakang kepada otot. Setiap serabut otot dan motor neuron akan membentuk sebuah motor unit, dan setiap otot terdiri dari banyak motor unit. Pada proses kontraksi, otot akan distimulus oleh zat acetylcholine (ACh) pada NMJ. Dengan adanya zat tersebut, maka bagian

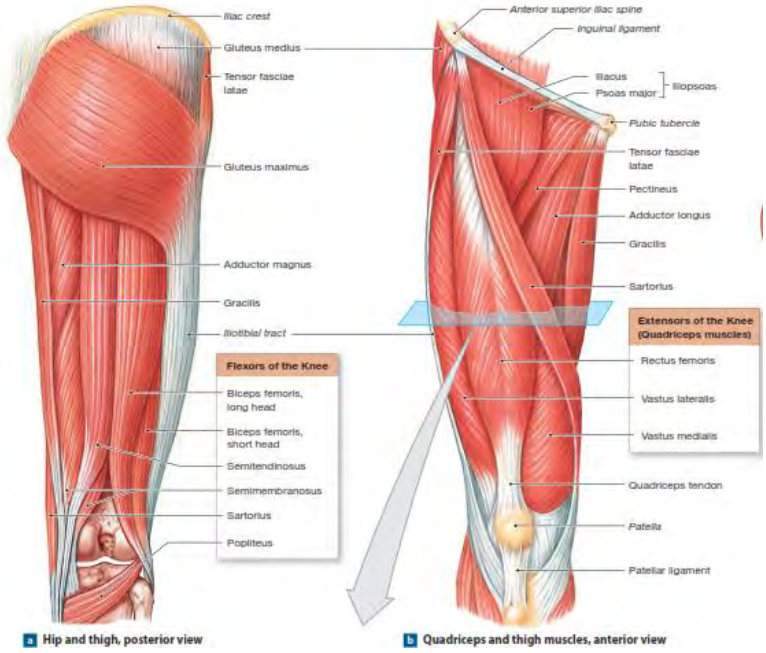


Gambar 2. 4 Proses pada Neuromuscular Joint pada Otot pada saat : (a) kontraksi (b) relaksasi [5]

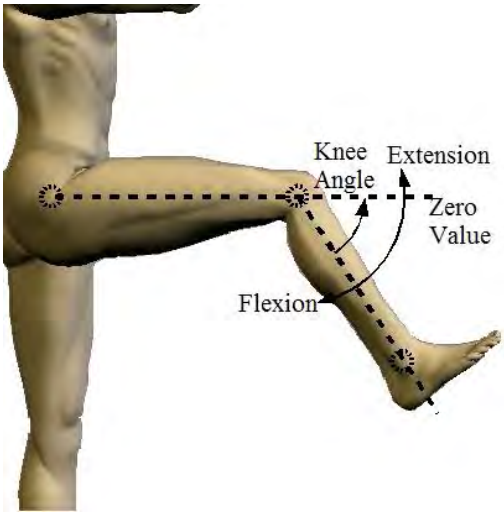
sarcoplasmic reticulum akan bereaksi dan menghasilkan regangan pada actin yang dapat terlihat pada Gambar 2.4 (a). Sebaliknya, ketika diperlukan proses relaksasi, maka ACh akan dihancurkan oleh enzim acetylcholinesterase (AChE) yang kemudian akan bereaksi dan regangan pada actin dan myosin akan terhenti seperti pada Gambar 2.4(b).

2.3 Gerakan Sendi Lutut (*Knee Joint Movement*)

Gerakan yang dihasilkan oleh persendian lutut ada 2, yaitu gerakan fleksi (*flexion*) dan gerakan ekstensi (*extension*). Sesuai nama gerakannya, otot – otot yang bertanggung jawab untuk pergerakan extensi adalah otot – otot *extensor* pada bagian anterior dan lateral kaki. Sedangkan otot untuk fleksi disebut otot flexor pada bagian posterior dan medial. Untuk melakukan gerakan *flexion*, terdapat 2 kelompok otot yang bertanggung jawab, yaitu kelompok otot *hamstring* dan kelompok otot *quadriceps*.



Gambar 2. 5 Otot yang bertanggung jawab pada knee joint movement [5]



Gambar 2. 6 Gerakan knee Flexion dan Extension [6]

Pada kelompok otot *hamstring* terdapat otot b*iceps femoris*, otot s*emimembranosus*, otot *semitendinosus* dan otot s*artorius*. Untuk kelompok otot q*uadriceps* terdapat otot *rectus femoris*, otot v*astus intermedius*, otot *vastus lateralis*, dan otot *vastus medialis*. Selain otot, tulang – tulang yang bertanggung jawab atas pergerakan sendi ini adalah tulang f*emur*, *patella*, *tibia* dan *fibula*. Tulang tersebut dibatasi oleh kartilago agar gesekan yang terjadi antar tulang dapat dikurangi. Selain kartilago, terdapat cairan pelumas yang bernama cairan *Synovial* untuk memudahkan pergerakan tulang dan mengurangi gaya gesek antar kartilago.

Pada saat gerakan ekstensi, tulang *tibia* akan bergerak secara *anterior* sehingga lutut akan menjadi lurus. Otot – otot *quadricepts* berfungsi sebagai otot *agonist* karena kelompok otot ini akan berkontraksi dan memendek untuk menghasilkan gerakan extension. Sedangkan otot *hamstring* akan berfungsi sebagai *antagonist* karena otot tersebut akan berrelaksasi dan memanjang untuk menghasilkan gerakan *flexion*.

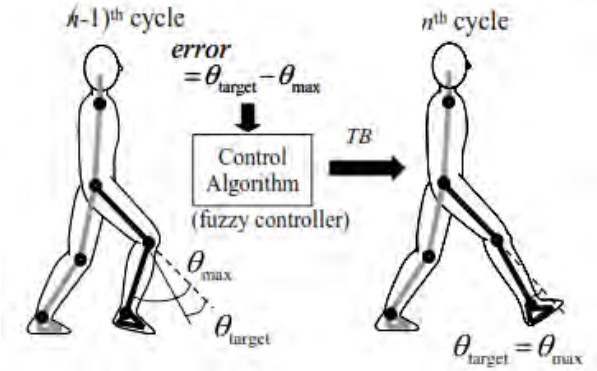
2.4 Sistem Kendali *Cycle-to-cycle Control*

Berbagai macam metode kendali untuk *closed loop* FES sudah banyak diteliti. Salah satu sistem kendali yang sudah dibuktikan cukup

efektif oleh Arifin dkk, 2005 adalah sistem kendali *cycle-to-cycle control.* Metode kendali ini merupakan metode yang cukup berbeda dibandingkan dengan metode *closed – loop* lainnya. FES yang menggunakan metode ini dapat menghantarkan stimulus listrik seperti layaknya sistem *open -loop,* namun sistem tersebut akan mengatur durasi dari stimulus listrik yang dihasilkan berdasarkan informasi yang didapat dari siklus yang sebelumnya. Metode ini sudah melewati beberapa penelitian mengenai dan telah dilakukan uji eksperimental. Dari hasil percobaan tersebut dapat dikatakan bahwa penggunaan metode ini yang direalisasikan dengan *fuzzy controller* dapat memberikan hasil yang baik dan dapat dipertimbangkan untuk diujikan secara klinis.

Metode ini secara umum merupakan model dari sebuah pergerakan anggota tubuh atau dalam gaya berjalan (*gait*). Pada saat berjalan, anggota tubuh tertentu misalnya gerakan fleksi, akan mencapai suatu titik tertentu yang dapat dikatakan sebagai sudut maksimum dari anggota tubuh tersebut. Pada *cycle-to-cycle control*, sudut maksimum yang tercapai oleh anggota gerak tubuh akan menjadi *input feedback* pada sistem dengan cara menghitung error dari nilai sudut referensi (*reference angle*). Hasil *output* yang dihasilkan oleh sistem ini adalah durasi dari pulsa dari *stimulator.* Frekuensi dan lebar pulsa dari FES akan dibuat tetap, dan tidak dapat berubah. Ilustrasi dari metode ini dapat dilihat pada Gambar 2.7.

Dalam pelaksanaan Tugas Akhir ini, karena digunakan metode ini untuk menggerakan sendi lutut (*knee joint movement*) maka otot - otot yang digunakan adalah otot *bicep femoris long head* (BFLH), otot *bicep*



Gambar 2. 7 Konsep dari cycle-to-cycle control pada gerakan extension [7]

femoris short head (BFSH) dan otot *gastrocnemius medialis* sebagai otot *flexor*, dan kelompok otot *vastus (vastus lateralis, vastus medialis* dan *vastus inter-medialis*) dengan otot *rectus* sebagai otot *extensor*. Namun, percobaan ini tidak melakukan percobaan pada subyek dengan posisi *stance* (berdiri) maka otot yang digunakan untuk *flexion* adalah otot *BFLH* dan otot yang digunakan untuk *extension* adalah otot *vastus.*

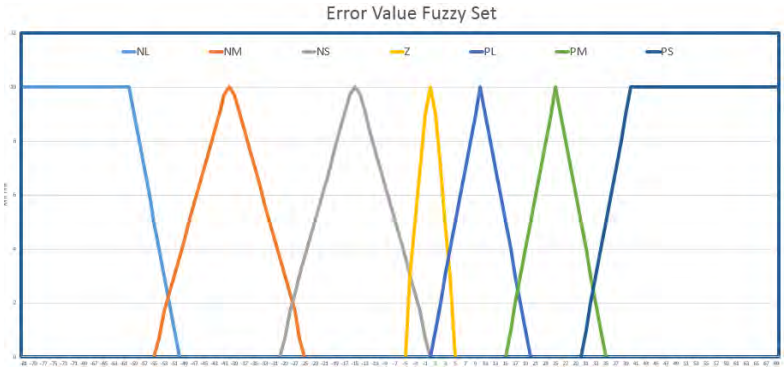
Secara matematis, besarnya stimulasi yang dihasilkan oleh metode pengendali ini dapat dituliskan dalam persamaan berikut,

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

Dengan TB[n] adalah *burst duration* atau lama stimulus pada siklus sekarang, TB [n-1] sebagai *burst duration* pada siklus sebelumnya dan nilai ΔTB[n] adalah aksi kontrol yang dihasilkan berdasarkan sistem kontrol *fuzzy*.

2.5 Fuzzy Control System

Berbeda dengan bahasa manusia, bahasa pemrograman hanya dapat mengerti nilai on yang bernilai 1 dan off yang bernilai 0. Sebagai contoh, apabila cuaca mendung, seorang manusia dapat berkata bahwa cuaca tersebut memiliki persentase sebesar 50 % untuk hujan atau tidak, namun sebuah program tidak dapat membuat pernyataan seperti itu. Contoh yang lain adalah seseorang yang memiliki tinggi 180 cm dapat dikatakan cukup tinggi, begitupula untuk seseorang dengan tinggi 170 cm, ketidak pastian dalam menentukan sebuah data sudah sering dijumpai dalam bahasa manusia sehari – hari. Oleh karena itu, diciptakan teori pemrograman



Gambar 2. 8 Error angle input Fuzzy Set pada FES

yang dapat memahami konsep yang kurang jelas. Teori tersebut dinamakan *Fuzzy Set Theory*.

Dengan menggunakan *fuzzy theory*, sebuah data dapat dikategorikan menjadi lebih dari 1 definisi seperti pada Gambar 2.8. Sebuah data dapat dikategorikan dalam kategori "NL" atau "NM" bila berada didalam potongan kedua grafik. Hal ini dapat dinamakan juga sebagai proses *fuzzyfication*, yaitu dimana nilai pasti (*crisp*) dirubah menjadi nilai *fuzzy*. Selain merubah data dengan nilai pasti menjadi nilai *fuzzy*, proses sebaliknya dinamakan *defuzzyfication*. Pada proses ini, nilai yang sudah berada didalam grafik *fuzzy* dapat dirubah menjadi satu nilai pasti dengan beberapa metode seperti

- *Max – membership Defuzzification*
  Dengan menggunakan metode ini, nilai *crisp* akan mengikuti titik tertinggi dari derajat keanggotaan suatu nilai
- *Centroid*
  Metode ini disebut juga sebagai titik tengah dari luasan atau titik tengah gravitasi. Hasil *crisp* bisa didapat dengan membagi nilai dengan derajat keanggotaannya setiap data dibagi dengan luasan hasil grafiknya sendiri
- *Weighted average*
  Metode ini hanya dapat digunakan pada grafik *fuzzy* yang simetris
- *Mean-max membership*
  Metode mengambil nilai *crisp* dari titik tengah nilai maximum pada grafik *fuzzy*
- *Center of sum*
  Metode ini adalah yang paling cepat untuk mendapatkan fungsi *crisp*
- *Center of Largest area*
  Metode ini akan melakukan perhitungan *crisp* pada grafik yang memiliki luas paling besar
- *First or last of maxima*
  Metode ini menggabungkan dari semua hasil output *fuzzy* untuk mendapatkan hasil terkecil pada data dengan nilai keanggotaan yang maksimum

Fungsi *fuzzy* yang paling penting dalam pengerjaan Tugas Akhir ini adalah dalam menentukan *Fuzzy Rule Base System.* Sistem ini adalah

Tabel 2. 1 Contoh Fuzzy-rule based system pada FES [7]

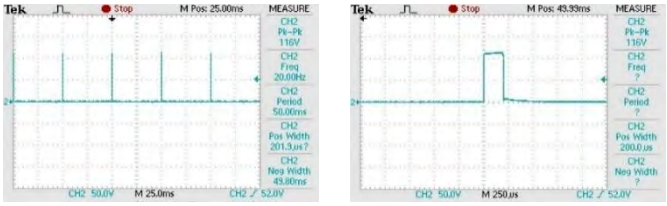
		Desired Range		
		S	**M**	**L**
Error	**NL**	PL	PL1	PL2
	NM	PM	PL2	PL2
	NS	PS	PM	PL1
	Z	Z	Z	Z
	PS	NS	NM	NL
	PM	NM	NL	NL1
	PL	NL	NL1	NL2

penggabungan dari nilai – nilai input sehingga dapat dihasilkan suatu output dalam bentuk fuzzy yang lainnya. Pada Tabel 2.1 dapat dilihat bahwa *Desired Range* dan *Error* berfungsi sebagai input dari sistem FES, dan dihasilkan nilai ΔTB[n] pada bagian yang tengah. Sebagai contoh, apabila didapatkan nilai *error* yang diklasifikasikan sebagai PS (*Positive Small*), dan nilai *desired range* dengan level M (*Medium*), maka hasil output yang didapatkan adalah NM (*Negative Medium*). Sedangkan untuk *fuzzy rule base system* dengan 1 input dapat dilihat pada Tabel 2.2.Dari hasil yang didapatkan dengan *fuzzy-rule set*, langkah selanjutnya adalah menggunakan proses *defuzzification* seperti yang sudah dijelaskan diatas.

2.6 Pembangkit Stimulus

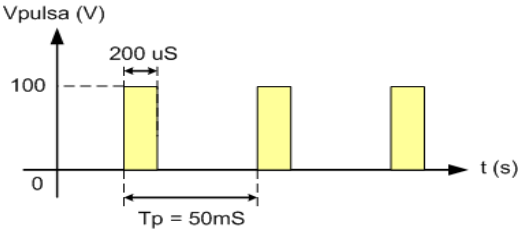
Untuk menggerakan dan melakukan stimulus pada otot subyek, dibutuhkan sebuah rangkaian untuk membangkitkan stimulasi. Stimulus akan dihasilkan oleh FES sendiri dan dihantarkan melalui elektroda yang ditempatkan pada bagian otot tubuh yang dikehendaki. Pada umumnya, sistem FES akan menghasilkan frekuensi 20 hingga 40 Hz, dengan amplitudo arus 0 – 120 mA dan berlangsung sekitar 0 – 300 μS. Pada umumnya, gelombang stimulasi juga dapat memiliki tegangan yang dapat berubah – ubah. Dalam realisasinya, stimulator dapat dibagi menjadi 2 macam pembangkit stimulus, yaitu constant voltage dan constant current.

Pembangkit stimulus dengan metode constant voltage akan memberikan sinyal listrik dengan tegangan yang tetap, namun arus yang diberikan akan menjadi beragam. Dengan menggunakan metode ini, pengguna sistem FES tidak akan merasakan rasa sakit yang berlebih dibandingkan dengan metode constant current. Sehingga, pengguna akan merasa lebih nyaman. Namun, metode ini kurang dapat mengatasi kualitas respon sinyal yang dihasilkan dari rangkaian stimulator.



(a) (b)

Gambar 2. 10 Hasil pengujian pembangkit stimulus (a) Sinyal pembangkit stimulus (b) Tampilan sinyal yang diperbesar [4]



Gambar 2. 9 Sinyal keluaran rangkaian *electrical stimulator [4]*

Metode yang lainnya adalah constant current, yang akan memberikan sinyal listrik dengan arus yang tetap. Metode ini lebih sulit direalisasikan dibandingkan dengan metode sebelumnya, namun hasil yang didapatkan akan menjadi lebih baik pada respon fisiologinya dibandingkan dengan metode constant voltage. Namun, dengan menggunakan metode ini, pengguna akan lebih merasa sakit akibat arus yang tetap, sehingga akan menjadi kurang nyaman ketika digunakan.

Rangkaian yang digunakan sebagai pembangkit stimulus pada Tugas Akhir ini merupakan rangkaian yang digunakan oleh Fauzan, dkk. Rangkaian ini akan menghasilkan tegangan maksimum 100 V dengan lebar pulsa sebesar 200 µS dan frekuensi pulsa 20 Hz seperti yang terlihat pada Gambar 2.9. Pengerjaan Tugas akhir ini akan mengikuti penelitian – penelitian sebelumnya tentang FES [4] [13] dan spesifikasi sinyal keluaran yang ditunjukan pada Gambar 2.10 adalah sebagai berikut:

- Pulsa *monophasic*
- Tegangan maksimum 100 V
- Lebar pulsa 200 µS
- Frekuensi pulsa 20 Hz

2.7 Rangkaian *Non-Isolated Boost Converter*

Rangkaian *boost converter* adalah sebuah rangkaian yang dapat menghasilkan hasil tegangan keluaran yang lebih besar dari sumber masukannya. Prinsip rangkaian ini didasari oleh mekanisme pada saklar. Pada dasarnya, rangkaian ini akan memberikan memfungsikan saklar sebagai sarana untuk melakukan *charge – discharge* pada kapasitor dan induktor.

Merujuk pada gambar2.10, ketika saklar berada pada posisi 1, maka arus yang mengalir dari V input akan berputar pada *loop* yang kecil. Sehingga, arus dan energi melalui induktor akan meningkat karena tidak ada energy yang mengalir dari V input menuju V output. Dalam keaadaan ini, maka tegangan pada V output akan didapatkan melalui energi dari kapasitor. Kondisi ini dapat dituliskan dalam persamaan berikut ini,

$$-V_{in} + V_L = 0$$

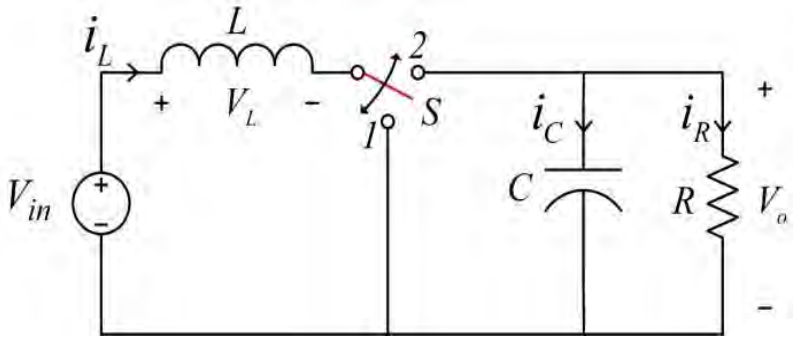
$$V_L = V_{in} \tag{2.2}$$

$$i_C = -i_R$$

$$i_C = -\frac{V_o}{R} \tag{2.3}$$

Persamaan 2.2 menunjukan bahwa tegangan pada induktor akan menjadi sama dengan tegangan pada V input. Sedangkan pada persamaan 2.3, ditunjukan bahwa tegangan pada keluaran akan dipengaruhi hanya oleh kapasitor. Hal ini menunjukan bahwa tidak terdapat transfer energy dari input menuju output.

Namun, pada saat saklar berada pada posisi 2, maka terjadi hubungan antara V input dengan V output, sehingga terdapat transfer energy dari



Gambar 2. 11 Rangkaian non - isolated boost converter [4]

sumber input menuju V output sehingga kapasitor akan terisi. Kondisi ini dapat dituliskan dalam persamaan dibawah ini,

$$-V_{in} + V_L + V_{out} = 0$$

$$V_L = V_{in} - V_{out} \tag{2.4}$$

$$i_C = i_L - i_R$$

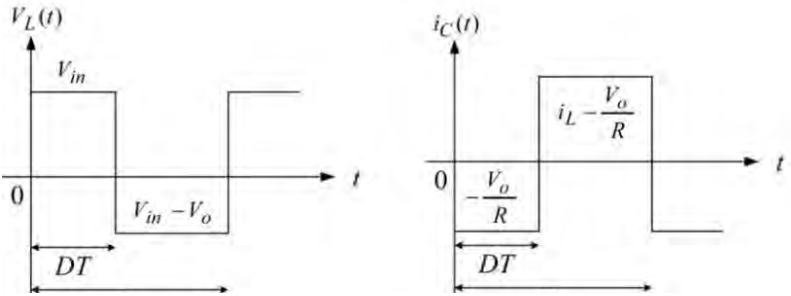
$$i_C = i_L - \frac{V_{out}}{R} \tag{2.5}$$

Keseluruhan persamaan dari 2.2 hingga 2.5 dapat digambarkan bentuk pulsa dari tegangan di induktor dan arus yang terdapat pada kapasitor. Ketika saklar berada pada posisi 1, maka kondisi tersebut dapat disebut sebagai kondisi selama DT. Namun ketika saklar berada pada posisi 2, maka disebut dalam kondisi (1 – D) *T*. Penulisan "D" diartikan sebagai *dutycycle* atau biasa dikenal juga sebagai lebar pulsa dalam satu periode, sedangkan "T" adalah periode dari satu gelombang. Kedua kondisi tersebut digambarkan oleh Gambar 2.12

Dari gambar dibawah, dan berdasarkan dari tegangan yang muncul dan tidak, berdasarkan dari gelombang pulsa yang dihasilkan, maka tegangan pada induktor dalam 1 periode dapat dituliskan dengan :

$$\int_0^T v_L(t)dt = V_{in}DT + (V_{in} - V_{out})(1 - D)T \tag{2.6}$$

Nilai v_L adalah tegangan yang dihasilkan pada induktor, sedangkan nilai Vin adalah tegangan masukan yang digunakan sebagai power supply.



Gambar 2. 12 Grafik tegangan pada induktor dan arus pada kapasitor [4]

Karena tegangan rata – rata pada induktor ketika berada dalam kondisi *steady state* sama dengan nol, maka bisa didapatkan hubungan Vinput dengan V output yaitu sebagai berikut :

$$\int_0^T v_L(t)dt = 0$$

$$V_{in}DT + (V_{in} - V_{out})(1 - D)T \ = 0$$

$$V_o = \frac{1}{1 - D} V_{in} \tag{2.7}$$

Hubungan pada persamaan 2.7 dapat terjadi karena adanya prinsip *volt second balance*. Selain prinsip tersebut, terdapat prinsip *amps second balance* yang menyatakan bahwa jumlah arus rata – rata pada kapastior dalam 1 periode sama dengan nol. Dengan adanya prinsip ini, maka bisa didapatkan arus rata – rata pada induktor. Metode ini dapat didapatkan dengan menurunkan dari rumus 2.7, dimana apabila D = 0, maka Vout = Vin, dan ketika besarnya D > 0, didapat Vout > Vin.

Maka dari itu, arus kapasitor dalam 1 periode didapati dengan persamaan :

$$\int_0^T i_C(t)dt = -\frac{V_{out}}{R}DT + \left(i_L - \frac{V_{out}}{R}\right)(1 - D)T \tag{2.8}$$

Untuk mendapatkan arus rata – rata induktor seperti yang dijelaskan diatas maka persamaannya adalah :

$$\int_0^T i_C(t)dt = 0$$

$$-\frac{V_o}{R}DT + \left(i_L - \frac{V_{out}}{R}\right)(1 - D)T \ = 0$$

$$i_L = \frac{V_{out}}{(1 - D)R}$$

$$i_L = \frac{V_{in}}{(1 - D)^2 R} \tag{2.9}$$

Dari persamaan – persamaan tersebut, didapati bahwa arus induktor akan meningkat ketika saklar berada pada posisi 1, yang mengakibatkan pengumpulan energi pada induktor. Sedangkan arus induktor akan menurun pada kondisi saklar yang kedua. Fenomena tersebut disebut juga sebagai *slope* atau kemiringan. Kondisi *slope* arus induktor pada saat posisi saklar 1 dapat dirumuskan dengan :

$$V_L = V_{in}$$

$$L\frac{di_L(t)}{dt} = V_{in}$$

$$\frac{di_L(t)}{dt} = \frac{V_{in}}{L} \tag{2.10}$$

Hal ini didapatkan karena pada saat kondisi 1, arus induktor akan berputar pada loop yang kecil, yaitu Vin dan induktor saja. Namun, pada saat kondisi 2, dimana $V_L = V_{in} - V_{out}$ dapat dirumuskan dengan:

$$L\frac{di_L(t)}{dt} = V_{in} - V_o$$

$$\frac{di_L(t)}{dt} = \frac{V_{in} - V_o}{L} \tag{2.11}$$

Dengan didapatkan kondisi kedua slope, maka persamaan perubahan arus induktor dapat didapatkan. Persamaan ini dituliskan pada 2.12. Persamaan ini diperlukan agar didapatkan arus induktor maksimal (Persamaan 2.13) dan arus induktor minimal (Persamaan 2.14), seperti pada persamaan berikut:

$$\Delta i_L = i_{L_{max}} - i_{L_{min}} = slope * waktu$$

$$\Delta i_L = \frac{V_{in}}{L}\, DT \tag{2.12}$$

$$i_{L_{max}} = i_L + \frac{\Delta i_L}{2}$$

$$i_{L_{max}} = \frac{V_{in}}{(1-D)^2 R} + \frac{V_{in}}{2L}\, DT \tag{2.13}$$

$$i_{L_{min}} = i_L - \frac{\Delta i_L}{2}$$

$$i_{L_{min}} = \frac{V_{in}}{(1-D)^2 R} - \frac{V_{in}}{2L}\, DT \tag{2.14}$$

Pada saat melakukan proses *charge* dan *discharge,* tegangan pada kapasitor akan mengalami kenaikan dan penurunan. Kondisi tersebut disebut juga sebagai *ripple.* Selain itu, tegangan yang dihasilkan oleh kapasitor juga sangat berpengaruh dari tegangan input ketika saklar berada dalam posisi 1 dan posisi 2. Tegangan kapasitor pada kedua kondisi tersebut akan mengalami penurunan atau kenaikan, yang disebut juga sebagai *slope*. Pada saat *slope* berada pada posisi 1, persamaannya dapat dituliskan sebagai:

$$i_C = -\frac{V_o}{R}$$

$$i_C(t) = C\frac{dv_C(t)}{dt}$$

$$C\frac{dv_C(t)}{dt} = -\frac{V_o}{R}$$

$$\frac{dv_C(t)}{dt} = -\frac{V_o}{RC} \tag{2.15}$$

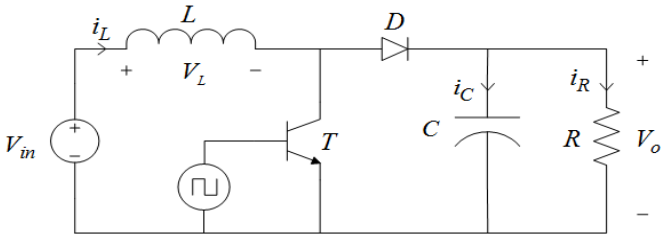
Sedangkan, untuk kondisi yang kedua, maka persamaan ini dapat dituliskan dengan :

$$i_C = i_L - \frac{V_o}{R}$$

$$i_C(t) = C\frac{dv_C(t)}{dt}$$

$$C\frac{dv_C(t)}{dt} = i_L - \frac{V_o}{R}$$

$$\frac{dv_C(t)}{dt} = \frac{i_L}{C} - \frac{V_o}{RC} \tag{2.16}$$



Gambar 2. 13 Rangkaian penyempurnaan *non-isolated boost converter* [4]

Dari kedua kondisi tersebut, maka untuk didapatkan perubahan tegangan pada kapasitor, dapat dihitung dengan cara :

$$\Delta v_C = v_{C_{max}} - v_{C_{min}} = slope * waktu$$

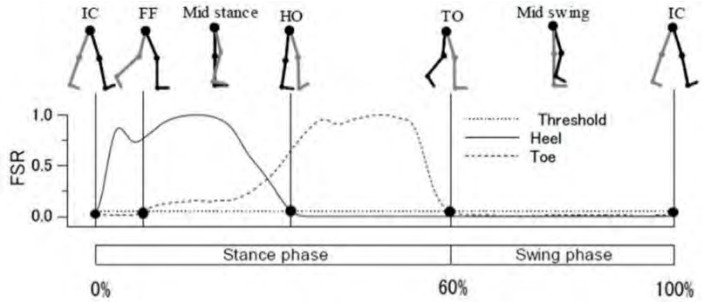
Penyederhanaan penulisan rumusan tersebut dapat dituliskan dalam Persamaan 2.17:

$$\Delta v_C = \frac{V_o}{RC} DT \qquad (2.17)$$

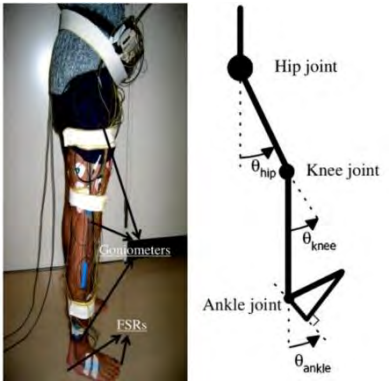
Dalam aplikasinya, saklar S dapat digantikan dengan menggunakan suatu rangkaian *switching*. Pada penelitian ini, rangkaian *switching* yang dirancang menggunakan transistor dan dioda. Transistor yang digunakan harus memiliki tegangan *drop forward* yang rendah dan tegangan *breakdown* yang tinggi.

2.8 Pengukuran Arah dan Sudut pada *Lower Limbs*

Pada penelitian – penelitian yang berhubungan dengan pengukuran dan analisa cara berjalan, dibutuhkan sebuah analisa yang disebut dengan

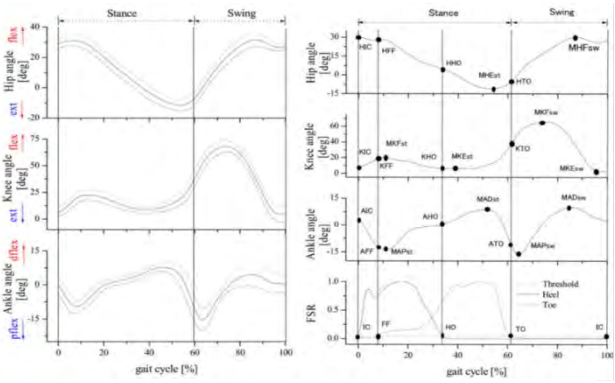


Gambar 2. 14 *Gait measurement analysis* [8]



Gambar 2. 15 Penggunaan goniometer untuk mengukur sudut sendi *knee-joint* [8]

gait analysis. *Gait analysis* adalah sebuah analisa gaya berjalan yang didasarkan pada keadaan normal. Pengukuran ini akan mengukur fase dalam berjalan normal yaitu fase berdiri (*stance phase*) dan fase mengayun (*swing phase*). Pada Tugas Akhir ini karena FES yang akan digunakan hanya untuk mengatur pergerakan *flexion* dan *extension* pada sendi kaki (*knee – joint*), maka tidak diperlukan penggunaan *gait analysis*. Beberapa metode yang dapat digunakan untuk menghasilkan pengukuran sudut sendi yang akurat pada anggota gerak bawah (*lower limbs*) adalah dengan menggunakan goniometer seperti pada Gambar 2.15. Goniometer adalah sebuah alat pengukuran sudut yang pada umumnya terbuat dari



Gambar 2. 16 Hasil keluaran dari penggunaan OPTOTRAK [4]

sebuah mekanik yang dapat berputar sehingga dapat dilihat perubahan sudutnya.

Selain penggunaan goniometer, dapat juga digunakan sebuah kamera *motion capture* berkecepatan tinggi seperti *optical motion measurement system* OPTOTRAK (Northern Digital Inc.). Alat ini menggunakan sensor yang ditempatkan pada persendian dan pada kaki subjek, dan terdapat kamera yang diarahkan kepada subyek, sehingga kamera akan dapat mengukur ketika subyek sedang berjalan atau melakukan gerakan – gerakan tertentu. Contoh hasil pengukuran sendi dengan kamera OPTOTRAK ada pada Gambar 2.16.

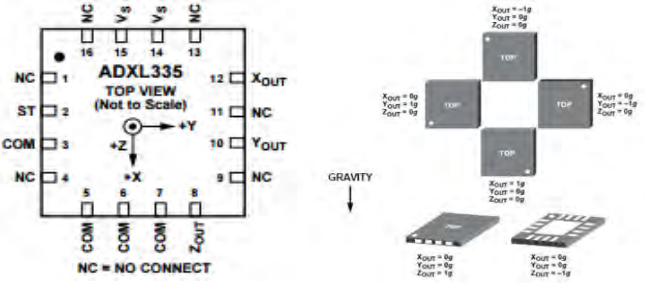
Data sudut yang didapatkan dari kedua contoh yang telah disebutkan diatas sebetulnya sudah cukup akurat. Namun, kurang cocok apabila digunakan untuk mengukur sudut dalam FES. Metode lain yang digunakan untuk mengukur sudut adalah dengan menggunakan sensor dengan teknologi MEMS seperti *accelerometer* dan *gyroscope.*

2.8.1. *Accelerometer*

Accelerometer adalah sebuah sensor yang berfungsi untuk mengukur percepatan, mendeteksi dan mengukur getaran, dan mengukur percepatan gravitasi. Pada umumnya, sensor ini dapat mengukur percepatan denga tiga sumbu pada objek, yaitu sumbu X, Y dan Z. Besarnya percepatan yang dihasilkan pada objek dapat dirumuskan dengan persamaan 2.18.

$$a = \frac{\Delta V}{\Delta t} \qquad (2.18)$$

Pada persamaan tersebut, ΔV adalah perubahan kecepatan dan Δt adalah perubahan waktu, dan hasil yang didaptkan pada persamaan tersebut dapat dituliskan sebagai m/s^2. Selain percepatan, persamaan lainnya yang dapat dituliskan dalam penulisan hasil *accelerometer* adalah

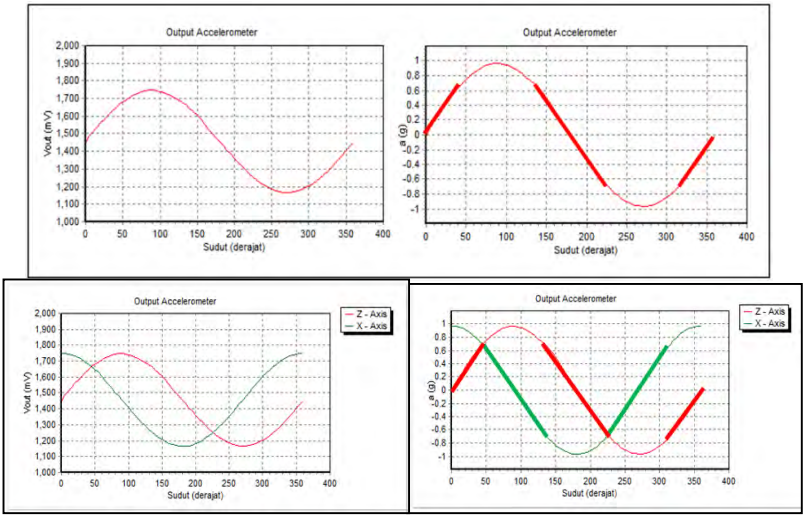


Gambar 2. 17 Arah vektor sensor ADXL35 [10]

besaran G-*force* (g) atau percepatan gravitasi yang bernilai 9.80665 m/s^2. Tidak hanya percepatan, sensor ini dapat digunakan juga untuk mengukur kemiringan yang dapat menyebabkan percepatan.

Cara kerja dari sensor ini dapat dijelaskan dengan menggunakan hukum fisika. Ketika suatu medan magnet diletakkan pada konduktor atau sebaliknya, dan digerakkan pada medang magnetik yang terjadi disekitarnya, maka akan terjadi induksi elektromagnetik pada konduktor tersebut. Sensor *accelerometer* dapat mendeteksi percepatan 1G pada sumbu vertikal karena pergerakan horizontal sensor terhadap bumi. Pada pengerjaan Tugas Akhir ini akan digunakan sensor *accelerometer* dengan menggunakan modul GY-61 yang mengandung IC MEMS tipe ADXL35.

Menurut penelitian yang dilakukan oleh Fauzan, 2014, penggunaan 1 sumbu pada *accelerometer* memiliki kelemahan, yaitu akurasi yang berkurang ketika nilai akselerasi mendekati ±1g. Pengukuran dengan 1 sumbu akan memberikan nilai yang akurat pada kisaran 0° sampai 45°, 135° sampai 225°, dan 315° sampai 360°. Untuk mengatasinya, dapat digunakan 2 sumbu *accelerometer*. Perbandingan antara penggunaan 1 sumbu dan penggunaan 2 sumbu ditampilkan pada Gambar 2.17. Sumbu yang digunakan adalah sumbu X dan sumbu Z. Pada Gambar 2.17, dapat



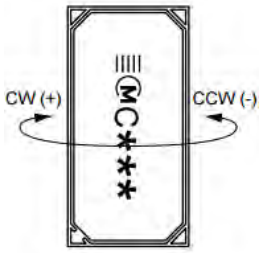
Gambar 2. 18 Perbandingan penggunaan 1 sumbu (atas) dan 2 sumbu (bawah) [4]

dilihat perbandingan pada grafik garis tebal dengan 1 sumbu dibandingkan 2 sumbu. Pada perbandingan 2 sumbu, dapat dilihat bahwa pengukuran sudut *tilt* yang akurat pada sumbu Z adalah pada rentang 0° sampai 45°, 135° sampai 225°, dan 315° sampai 360°. Sedangkan pada sumbu X adalah 45° sampai 135°, 225° sampai 315°. Bisa dilihat bahwa kedua sumbu tersebut akan saling melengkapi.

2.8.2. *Gyroscope*

Selain sensor *accelerometer*, terdapat sensor lain untuk mendeteksi kecepatan sudut yaitu *gyroscope.* Pada pengerjaan Tugas Akhir ini digunakan sensor *gyroscope* dengan tipe *vibrating structure gyroscope*. Tipe sensor ini menggunakan teknologi MEMS (*micro-machined electro-mechanical systems*) yang secara mudah didapatkan di pasaran dengan ukuran yang cukup kecil. Dengan menggunakan sensor tipe ini, maka sensor harus berosilasi untuk mendapatkan besaran arah dan kecepatan sudut. Untuk mendapatkan besaran pengukuran dari sensor ini, maka sensor harus digerakkan seperti pada Gambar 2.19. Berbeda dari sensor *accelerometer* yang akan bergerak menurut sumbunya, sensor ini dapat ditempatkan pada posisi yang diinginkan oleh pengguna sesuai dengan kegunaan dari sensor.

Hasil yang didapatkan oleh sensor *gyroscope* adalah *degrees per second* (*°/sec*) yang berarti sensor ini harus selalu bergerak atau berosilasi untuk mendapatkan hasil keluaran setiap detiknya. Pada pengerjaan Tugas Akhir ini akan digunakan sensor *gyroscope* dengan tipe GY61RC sesuai dengan penelitian Mawar, 2015. Percepatan angular maksimum yang dihasilkan oleh modul ini sebesar 300°/s. Besar ini dirasa sudah cukup untuk digunakan pada perancangan sistem.



Gambar 2. 19 Orientasi sumbu putar ENC-03 [11]

2.9 Digital Butterworth Low Pass Filter

Sesuai namanya, filter ini merupakan hasil penemuan dari seorang insinyur Inggris pada tahun 1930 bernama Stephen Butterworth. Filter Butterworth adalah sebuah filter yang digunakan untuk memproses signal. Kelebihan utama filter ini adalah desain yang memiliki respon frekuensi yang datar pada bagian *passband* filter. Pada jaman sebelum ini, filter yang biasanya digunakan memiliki *ripple* pada bagian *passband,* yaitu bagian dimana sinyal dapat dilewatkan tanpa gangguan. Butterworth menunjukkan bahwa sebuah filter *low pass* dapat dirancang dengan langkah normalisasi frekuensi *cutoff* menjadi 1 radian per detik dan respon frekuensi yang digunakan adalah:

$$\mathrm{G}(\omega) = \sqrt{\frac{1}{1+\omega^{2n}}}0 \tag{2.19}$$

dimana, ω adalah frekuensi angular dalam radian per detik, dan n adalah jumlah *pole* pada filter terhadap elemen reaktif dalam filter passif.

Untuk mendapatkan persamaan filter yang dapat digunakan pada perangkat, dibutuhkan beberapa langkah. Langkah pertama adalah dengan menentukan *analog prototype filter Ha(s)*

$$H_a(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2}s + 1} \tag{2.20}$$

Setelah mendapatkan nilai Ha(s), maka dilakukan transformasi kedalam bentuk H(s) dengan persamaan :

$$H(s) = H_a(s)|_{s \leftarrow \frac{s}{\omega_p}}$$

$$H(s) = \frac{{\omega_p}^2}{s^2 + \sqrt{2}\omega_p s + {\omega_p}^2} \tag{2.21}$$

Persamaan filter yang digunakan akan dalam bentuk H(z), maka diperlukan transformasi bilinier terlebih dahulu untuk dapat menurunkan persamaannya kembali, yang dapat digambarkan dengan persamaan:

$$H(z) = H(s)|_{s \leftarrow \frac{2}{T}\left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}\right)}$$

$$H(z) = \frac{{\omega_p}^2}{\left(\frac{2}{T}\left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}\right)\right)^2 + \sqrt{2}\omega_p \frac{2}{T}\left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}\right) + {\omega_p}^2} \tag{2.22}$$

Bentuk yang umum dari persamaan filter dalam bentuk transformasi Z adalah:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)}$$

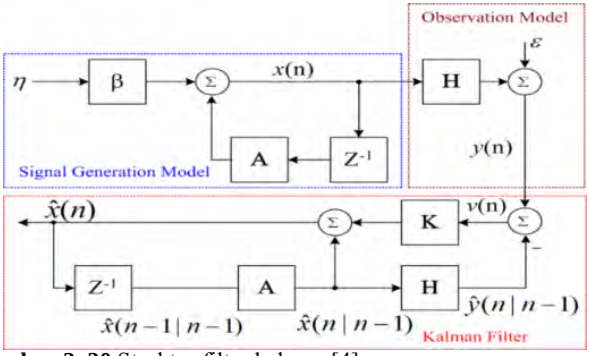
$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}}{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}} \quad (2.23)$$

Nilai Y(z) adalah nilai output dari filter, sedangkan nilai X(z) adalah input dari filter. Nilai pada a_0, a_1, a_2 dan b_0, b_1, b_2 adalah koefisien dari filter. Dari persamaan tersebut, makan untuk mendapatkan persamaan jadi filter ini dapat dituliskan sebagai berikut:

$$b_0 y(n) = -b_1 y(n-1) - b_2 y(n-2) + a_0 x(n) + a_1 x(n-1) + a_2 y(n-2) \quad (2.24)$$

2.10 Kalman Filter

Filter Kalman adalah sebuah filter yang mencari faktor rata – rata dari keadaan sebelumnya. Filter ini juga dapat disebut sebagai *Linear Quadratic Estimation*. Penggunaan filter ini biasa ditemukan pada navigasi kendaraan khususnya kendaraan seperti pesawat terbang. Algoritma dari filter jenis ini bekerja dengan 2 proses utama, yaitu proses prediksi (*predict*) dan proses koreksi (*correct*). Dengan kedua proses tersebut, filter kalman pertama – tama akan mengestimasi variabel – variabel pada saat ini dengan ketidakpastiaannya. Setelah itu, ketika perhitungan pada saat setelahnya telah didapatkan, maka filter akan membenarkan hasil keluarannya.



Gambar 2. 20 Struktur filter kalman [4]

Dengan prinsip tersebut, maka filter dapat digunakan untuk menggabungkan dua jenis sensor yang berbeda. Prinsip utama dari penggabungan kedua jenis sensor ini adalah dengan mengambil kelebihan utama dari masing – masing sensor yang berbeda tersebut. Misalnya, sensor *gyroscope* yang memiliki kelebihan dapat memberikan nilai keluaran yang baik pada saat dinamis, dan sensor *accelerometer* yang memiliki kelebihan dapat memberikan nilai keluaran yang baik pada kondisi statis. Dengan konfigurasi tersebut, filter ini digunakan untuk melakukan estimasi perbedaan keluaran pada saat ini dan sebelumnya. Persamaan yang digunakan untuk estimasi nilai sinyal adalah:

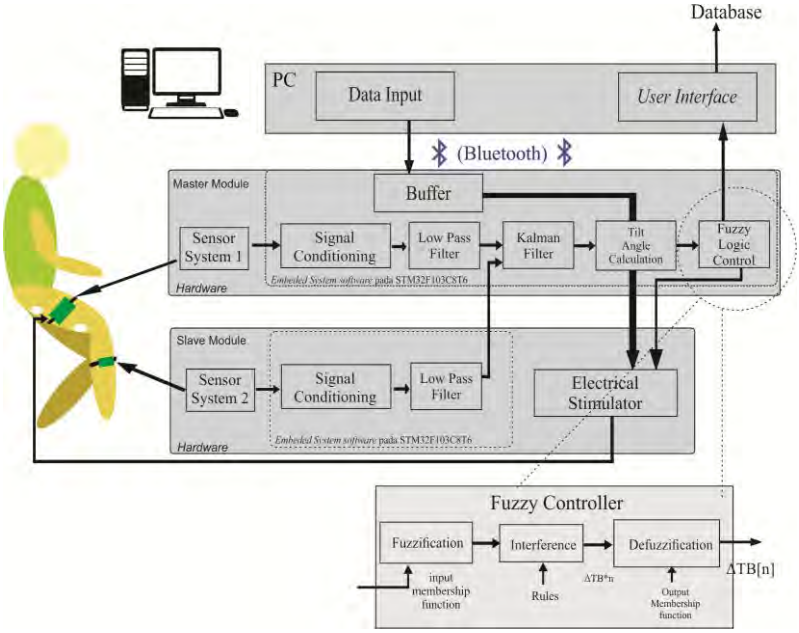
$$\hat{x}(n) = \hat{x}(n|n-1) + K(y(n) - H\hat{x}(n|n-1)) \quad (2.25)$$

BAB III
PERANCANGAN SISTEM

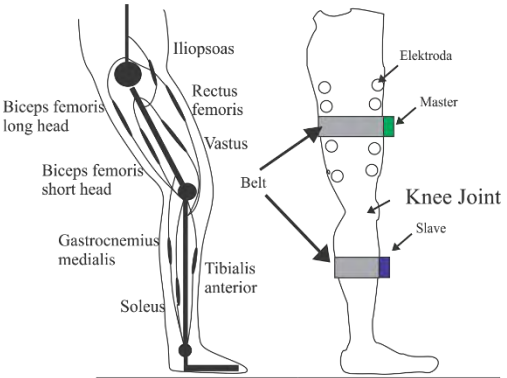
Pada bab ini akan dibahas beberapa tahap perancangan sistem FES yang terbagi dari blok – blok diagram yang digunakan. Dari dalam blok diagram pada Gambar 3.1, dapat dilihat secara jelas perancangan keseluruhan dari sistem FES dengan sistem kendali *cycle-to-cycle control* yang dikendalikan oleh *fuzzy controller.* Perancangan perangkat dibagi menjadi sistem *software* pada PC, modul *master* yang meliputi *hardware* untuk sistem sensor, dan *embedded software* untuk perhitungan sudut dan sistem kendali, dan modul *slave* yang terdapat rangkaian *stimulator.*

3.1 Perancangan Sistem

Seperti yang digambarkan pada Gambar 3.1, perancangan keseluruhan sistem akan berjalan seperti pada diagram blok tersebut. Selain itu, karena FES akan langsung berinteraksi dengan tubuh manusia,



Gambar 3. 1 Diagram blok FES control system



Fungsi	Otot
Knee Flexion	Biceps femoris short head
	Biceps femoris long head
	Gastrocnemius medialis
Knee Extension	Vastus
	Rectus femoris

Gambar 3. 2 Posisi perangkat pada tubuh dan nama otot yang mempengaruhi gerakan knee flexion

maka dibutuhkan studi untuk menentukan posisi peletakan perangkat *wearable* FES pada tubuh yang nyaman, dan perangkat juga dapat memberikan informasi sudut pasien dengan akurat. Posisi perangkat pada tubuh pasien dan peletakan elektroda pada tubuh pasien dapat dilihat pada Gambar 3.2. Penentuan posisi perangkat ditentukan oleh fungsi otot yang aktif selama dalam melakukan gerakan *knee flexion* atau *knee extension*. Dengan mengetahui fungsi otot tersebut, maka posisi otot yang akan distimulus dapat ditentukan dan perangkat ini dapat ditempatkan pada tubuh pasien. Untuk keperluan *gait parameter*, informasi yang dibutuhkan dalam Tugas Akhir ini adalah pengukuran sudut kemiringan pada segmen *thigh* dan *shank*. Tahap selanjutnya adalah perancangan dan pembuatan sistem *hardware* dan *software.*

Pada perangkat ini, perancangan *hardware* akan meliputi 2 modul yaitu modul *master* yang akan ditempatkan pada *thigh* dan modul *slave* yang akan ditempatkan pada *shank.* Setiap perangkat akan dilengkapi dengan sensor *accelerometer* ADXL35 dan sensor *gyroscope* GY35 (ENC-03) sebagai pengukur kemiringan pada sudut sendi *knee*. Rangkaian *stimulator* akan ditempatkan pada modul *slave* yang dilengkapi oleh 5 saluran *channel*. Komunikasi antara modul *master* dan *slave* akan melalui komunikasi serial (USART) yang menggunakan kabel.

Sedangkan, saluran komunikasi antara modul *master* dengan komputer akan menggunakan komunikasi serial *Bluetooth* dengan modul HC-05. Sistem ini dibuat secara *embedded* sehingga semua proses yang berlangsung yang dimulai dari pembacaan nilai sudut, perhitungan kemiringan, hingga kontroller *cycle-to-cycle* dilakukan pada modul *master*. Fungsi dari komputer adalah sebagai sarana monitoring, memberikan nilai input dan juga sebagai penyimpanan data pada saat pengambilan data pasien. Penyimpanan data pada PC akan disimpan dalam bentu *.txt. Program pada PC juga dapat menampilkan kembali data yang telah disimpan dan ditampilkan pada program ini.

3.2 Perancangan Sistem Sensor pada *Master* dan *Slave*

Dalam penelitian ini, sistem sensor 1 dan sistem sensor 2 yang digunakan pada modul *master* dan *slave* merupakan suatu nilai *feedback* yang digunakan untuk merealisasi sistem kendali *cycle-to-cycle control.* Sistem sensor 1 akan ditempatkan pada modul *master* sedangkan sistem sensor 2 akan ditempatkan pada modul *slave.* Modul – modul tersebut nantinnya akan dilengkapkan dengan sebuah *belt* yang berfungsi untuk menahan posisinya pada pasien.

Untuk merealisasikan pengukuran sudut pada *knee – joint*, digunakan sensor *Accelerometer* dengan modul GY-61 dan sensor *Gyroscope* dengan menggunakan modul GY-35. Dengan menggunakan sensor *accelerometer*, derajat kebebasan yang dapat diukur adalah 3 *degree of freedom* (DOF) yaitu poros x, y dan z. Sedangkan, sensor *gyroscope* hanya memiliki 1 derajat kebebasan dan dapat ditempatkan untuk mendapatkan sumbu x, y ataupun z. Kedua sensor tersebut diperlukan karena karakteristiknya masing – masing. Sensor *accelerometer* memilik sifat yang lebih sensitif daripada *gyroscope,* namun dengan menggunakan sensor *gyroscope*, pembacaan sudut yang dihasilkan menjadi lebih baik.

3.2.1 Sensor *accelerometer*

Modul sensor *accelerometer* yang digunakan adalah GY-61. Modul ini dilengkapi oleh IC ADXL335. Hasil yang dikluarkan oleh sensor ini berupa tegangan, sehingga untuk melakukan pembacaan dapat digunakan fitur ADC pada mikrokontroler. Dengan menggunakan IC tersebut, maka modul dapat mengukur percepatan pada 3 sumbu yang berbeda yaitu X, Y dan Z. Modul ini hanya memiliki 1 skala penuh sebesar 3g, dimana 1g

adalah 9,81 m/detik^2 . Walaupun kecil, namun skala ini sudah cukup untuk mengukur pergerakan kaki yang tergolong lambat.

Untuk mendapatkan sudut pada satu titik, digunakan persamaan berikut yang diberikan pada lembaran *datasheet* sensor ini yang kemudian diimplementasikan pada mikrokontroler. Persamaan dituliskan pada persamaan 3.1

$$V_{out} = V_{offset} + S * sin\,\theta \tag{3.1}$$

Dalam persamaan tersebut, S adalah sensitifitas yang dapat dicari dengan persamaan:

$$S = \frac{(Vout_{+1g} - Vout_{-1g})}{2} \tag{3.2}$$

Tegangan yang dihasilkan pada Vout berkisar dari 0 hingga 3.3 Volt. Tegangan keluaran pada V_{offset} dihasilkan pada saat sumbu 0g, dan output pada $Vout_{+1g}$ didapat pada saat sumbu +1g atau pada saat sudut maksimum, sedangan $Vout_{-1g}$didapat dari sumbu -1g pada saat sudut minimum. Tegangan pada V_{offset} didapati dari persamaan:

$$V_{offset} = \frac{(Vout_{+1g} + Vout_{-1g})}{2} \tag{3.3}$$

Untuk mendapatkan 8ector akselerasi dan juga sudut kemiringan yang dihasilkan pada sensor, dapat digunakan persamaan 3.4 dan 3.5 dibawah ini,

$$A_Z = \frac{V_{outz} - V_{offsetz}}{S} \tag{3.4}$$

$$\theta = sin^{-1}(A_Z) \tag{3.5}$$

Sesuai dengan penelitian oleh Fauzan, 2014, maka untuk penggunaan sensor *accelerometer* akan menggunakan 2 sudut, untuk menghasilkan pengukuran yang akurat. Dimana Az adalah arah sumbu Z, dan Ax adalah arah sumbu X. Kemudian untuk mendapatkan sudut *tilt* atau kemiringan adalah:

$$\theta = tan^{-1}\left(\frac{A_Z}{A_X}\right) \tag{3.6}$$

3.2.2 Sensor *gyroscope*

Modul yang digunakan pada sensor *gyroscope* adalah modul Gy-35, yang didalamnya mengandung IC dengan tipe ENC – 03. Sensor *gyroscope* mampu mengukur kecepatan sudut dalam satuan °/s. Berbeda dengan sensor *accelerometer,* sumbu yang dapat diukur pada sensor ini hanya 1 sumbu. Percepatan angular maksimum yang dihasilkan oleh modul ini sebesar 300.

Untuk mendapatkan posisi sudut *gyroscope* digunakan persamaan berikut:

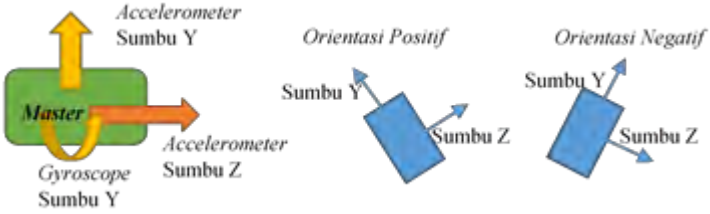
$$\theta_n = \theta_{n-1} + \omega_n \cdot dt \tag{3.7}$$

$$\omega_n = \frac{V_{out} - V_{zero\ offset}}{S} \tag{3.8}$$

Dari persamaan tersebut, akan didapatkan θ_n sebagai posisi sudut yang diukur pada saat –n, $\omega_n$merupakan kecepatan sudut *gyroscope*, dt adalah *time sampling* yang digunakan rangkaian, Voffset merupakan tegangan pada saat 0g, dan S adalah sensitivitas. Kedua Voffset dan Sensitivitas dapat dicari dengan menggunakan persamaan 3.2 dan 3.3.

3.2.3 Pemilihan sumbu sensor *accelerometer* dan *gyroscope*

Orientasi dan pemilihan sumbu – sumbu pada kedua modul *master dan slave* dapat dilihat pada Gambar 3.9 dan Gambar 3.10. Agar



Gambar 3. 3 Axis yang digunakan modul *master*

Gambar 3. 4 Axis yang digunakan modul *slave*

didapatkan pengukuran yang benar – benar akurat dalam mengukur sudut persendian lutut (*knee – joint*), maka diperlukan penempatan posisi sensor pada segment *thigh* dan *shank.* Pada modul *master* yang ditempatkan pada segment *thigh*, digunakan *accelerometer* untuk sumbu Z dan Y. Sedangkan untuk *gyroscope* yang digunakan, ditempatkan searah dengan sumbu Y. Namun, untuk modul *slave*, digunakan *accelerometer* untuk sumbu Z dan X, dan untuk sumbu *gyroscope* yang digunakan adalah sumbu X. Penempatan posisi sensor pada segment *thigh* akan digambarkan pada Gambar 3.3 sedangkan sensor segment *shank* pada Gambar 3.4.

Persamaan untuk mendapatkan sudut kemiringan pada kedua modul tersebut adalah:

$$\theta_{b,t,s} = ArcTan\left(\frac{A_Z}{A_X}\right) \tag{3.9}$$

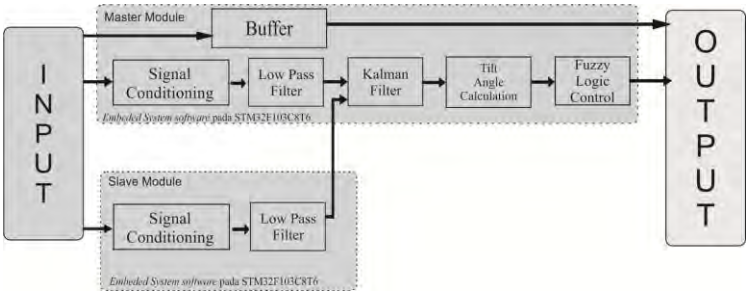
$$A_Z = \frac{V_{out_Z} - V_{offset_Z}}{S_Z} \tag{3.10}$$

$$A_X = \frac{V_{out_X} - V_{offset_X}}{S_X} \tag{3.11}$$

Persamaan 3.33 menghasilkan posisi sudut pada segmen dalam satuan radian, kedua persamaan pada 3.34 dan 3.35 akan menghasilkan percepatan pada sumbu Z dan X yang akan diukur dalam satuan gravitasi (g). Karena posisi sensor yang ditempatkan pada modul, maka dalam perhitungan, sudut hasil pembacaan dapat dikondisikan dengan mengalikan (-1) agar dapat menampilkan sudut yang sebenarnya.

3.3 Perancangan *Embedded System Software*

Untuk melakukan perancangan sebuah sistem FES yang *wearable,* maka dibutuhkan suatu perancangan *software* secara *embedded* atau tertanam. Sistem ini meliputi mulai dari *buffering* untuk mengirimkan data dari PC menuju perangkat, pembacaan sinyal atau *signal conditioning* dari sensor, proses – proses *filter* yakni filter *low pass filter* dan filter *Kalman.* Setelah didapatkan nilai sudut, maka dibutuhkan perhitungan sudut kemiringan yang kemudian akan dapat dipakai sebagai nilai masukan dari *fuzzy logic control.* Pembagian penjelasan dalam subab ini akan dibagi menjadi 3 bagian besar, yaitu bagian penerimaan data,



Gambar 3. 5 Diagram blok *embedded system software*

bagian perhitungan *knee joint angle* dan bagian *fuzzy control.* Diagram blok dari keseluruhan perancangan *embedded system software* dapat dilihat pada Gambar 3.5.

3.3.1 Sistem Penerimaan Data

Bagian pertama dari *embedded system software* ini adalah bagian penerimaan data, yang didalamnya terdapat *buffer* dan *signal conditioning.* Kedua bagian ini merupakan bagian awal dari keseluruhan sistem *embedded system* dan kedua bagian ini akan menerima data baik dari sistem sensor maupun data dari PC.

3.3.1.1 Sistem Signal Conditioning

Pada sistem mikrokontroler, jenis data yang dapat diolah pada mikro berupa data digital, sedangkan hasil keluaran dari pembacaan sensor didapati hasil analog. Hasil pembacaan yang diterima oleh mikrokontroler merupakan bilangan analog. Untuk melakukan pembacaan pada mikrokontroler akan dilakukan konversi ke data digital atau disebut sebagai *analog to digital converter* (ADC). Sistem ini menggunakan ADC sebesar 8-bit, sehingga data yang diterima merupakan bilangan ADC yang berkisar dari 0 hingga 1024. Untuk mendapatkan nilai berupa tegangan didalam mikrokontroler, diperlukan persamaan untuk merubahnya, yaitu sebagai berikut:

$$ADC = \frac{V_{input}}{V_{max}} * 1024 \tag{3.12}$$

Hasil ADC adalah hasil konversi dari voltase analog menjadi besaran yang dapat diproses didalam mikrokontroler. Karena pada alat ini

digunakan STM32F103, maka tegangan Vmax yang digunakan sebesar 3.3 Volt yang direpresentasikan dengan bilangan 1024.

3.3.1.2 Sistem Buffer

Setelah didapatkan nilai ADC, maka hasil tersebut akan dimasukan kedalam *buffer*. Sebuah *buffer* adalah area penyimpanan data yang tidak mengganggu bagian lain dari sebuah sistem apabila sistem tersebut sedang berjalan. Dengan kata lain, dengan menggunakan *buffer*, maka mikrokontroler STM32 tidak akan terlalu banyak menggunakan memori pada saat melakukan pembacaan dan penyimpanan data ADC. Dengan menggunakan *buffer*, pengiriman data juga dapat dengan mudah dilakukan. Pada prakteknya, untuk mempercepat proses pengiriman dan juga untuk memudahkan pemilahan data, digunakan *buffer* dan juga *data parsing* dalam melakukan pengiriman data. Penggunaan *data parsing* diperlukan karena dalam proses pengirman satu buah *buffer*, dibatasi oleh kapasitas buffer itu sendiri yaitu sebesar 12 - bit. Sehingga, ketika didalam *buffer* tersebut akan dilakukan pengiriman sebuah data yang besar, maka data tersebut akan terpotong. Persamaan yang digunakan untuk melakukan *parsing* ditunjukan dalam persamaan 3.13 dan 3.14.

$$BufferTx[1] = n/100 \tag{3.13}$$

$$BufferTx[2] = n - Buffer[1] \tag{3.14}$$

Dalam persamaan tersebut, n adalah data yang akan dikirimkan, sedangka penentuan nilai 100 dikarenakan jumlah bit maksimum pada STM32 adalah 12 – bit, yaitu sebesar 4069. Oleh karena itu, diambil suatu nilai yang tidak akan lebih besar dari 4069, dan juga dapat mudah dilakukan perhitungan. Maka dari itu, diambil nilai 100. Proses pada persamaan 3.13 dan 3.14 digunakan untuk melakukan konversi dari nilai ADC atau nilai sudut lainnya menjadi suatu "paket" untuk dikirimkan. Namun, "paket" tersebut harus dikonversi kembali agar didapat nilai yan sebenarnya. Proses tersebut akan dituliskan dalam persamaan 3.15 dan 3.16.

$$BufferRx[1] = n * 100 \tag{3.15}$$

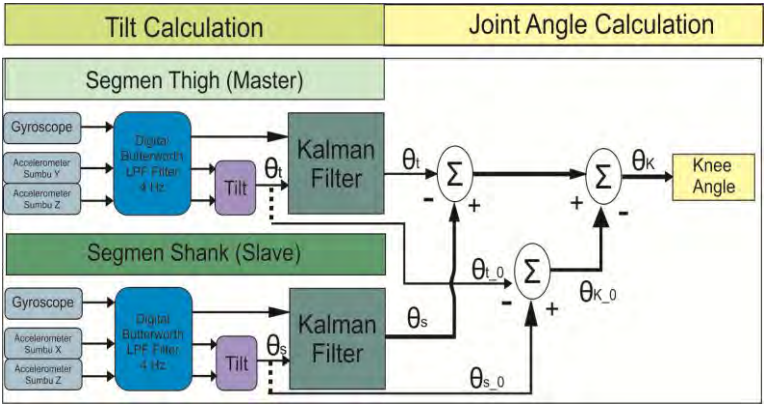
$$BufferRx[2] = n + Buffer[1] \tag{3.16}$$

Melalui proses pada persamaan tersebut, maka nilai yang telah dikonversikan, akan kembali menjadi data yang sebenarnya. Proses ini

juga diperlukan agar data yang dikirimkan pada PC dapat terbaca dengan benar. Setelah data dimasukan dalam buffer dan dapat dikonversikan kembali, maka selanjutnya adalah perhitungan sudut dengan menggunakan elemen – elemen *preprocessing.*

3.3.2 Perhitungan Knee Joint Angle Berdasarkan Sensor Fusion

Subab ini akan menjelaskan tentang proses yang dibutuhkan untuk mendapatkan nilai kemiringan sudut pada *knee joint.* Setelah didapatkan besaran sudut pada segmen *thigh* dan juga *shank* dari sistem sensor, maka diperlukan sebuah persamaan untuk menghitung kemiringan dari gabungan masing – masing segmen. Untuk mendapatkan hasil pembacaan sudut *tilt* dalam sistem FES ini dengan baik, maka diperlukan sebuah metode *preprocessing.* Pada saat pengambilan data sudut dalam penggabungan kedua sensor, hasil yang didapatkan cukup rentan terhadap *noise* atau gangguan dikarenakan sensitivitas dari sensor – sensor tersebut. Sehingga, apabila nilai hasil pembacaan tersebut digunakan untuk perhitungan sudut, akan didapatkan nilai yang kurang baik. Oleh karena itu diperlukan sebuah filter untuk menghilangkan gangguan – gangguan tersebut. Selain itu, karena sifat sensor – sensor yang terlalu sensitif, diperlukan sebuah metode untuk meminimalisir kesensitifitasan dari sensor *accelerometer* dan *gyroscope*. Metode tersebut disebut juga sebagai *Kalman Filter.* Blok diagram dari sistem ini dapat dilihat pada Gambar 3.6.



Gambar 3. 6 Diagram blok pengkondisian hasil pembacaan sudut *knee joint*

3.3.2.1 Digital Butterworth Low Pass Filter 2nd order

Filter ini digunakan untuk meredam *noise* yang dihasilkan dari keluaran sensor. Pada perangkat ini, akan digunakan *digital butterworth lowpass filter* untuk meredam *noise.* Dipilihnya filter tipe ini dikarenakan diturunkan berdasarkan persamaan filter analog, sehingga lebih mudah dalam mengatur respon frekuensi dari filter. Proses ini akan menggunakan filter dengan frekuensi *cutoff* 4 Hz. Penjelasan secara rinci tentang penggunaan filter ini terdapat dalam Bab 2, pada penjelasan filter *butterworth.* Untuk mendapatkan persamaan filter, digunakan persamaan berikut ini:

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}}{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}} \tag{3.17}$$

Nilai Y(z) adalah nilai output pada filter, sedangkan nilai X(z) adalah nilai input. Koefisien yang digunakan pada filter adalah a_0, a_1, a_2 dan b_0, b_1, b_2. Untuk mendapatkan nilai besaran dari masing – masing koefisien, maka digunakan persamaan berikut ini:

$$a_0 = \frac{{\omega_p}^2 T^2}{4+2\sqrt{2}\omega_p T+{\omega_p}^2 T^2}, a_1 = \frac{{\omega_p}^2 T^2}{4+2\sqrt{2}\omega_p T+{\omega_p}^2 T^2}, a_2 = \frac{{\omega_p}^2 T^2}{4+2\sqrt{2}\omega_p T+{\omega_p}^2 T^2}$$

$$b_0 = 1, b_1 = \frac{{\omega_p}^2 T^2-8}{4+2\sqrt{2}\omega_p T+{\omega_p}^2 T^2}, b_2 = \frac{4-2\sqrt{2}\omega_p T+{\omega_p}^2 T^2}{4+2\sqrt{2}\omega_p T+{\omega_p}^2 T^2} \tag{3.18}$$

Maka, dari persamaan diatas, konstanta yang didapatkan akan dimasukan dalam persamaan filter dibawah ini:

$$y(n) = 1.6475 * y(n-1) - 0.7009 * y(n-2) + 0.0134 * x(n) + 0.0267 * x(n-1) + 0.0134 * x(n-2) \tag{3.19}$$

Dalam persamaan ini, y adalah output dari filter, sedangkan x adalah input filter dan n adalah sampel. Karena persamaan ini, maka hasil sinyal yang memiliki frekuensi lebih dari 4 Hz akan di potong. Hasil sinyal sensor yang fluktuatif akan menjadi lebih halus lagi dan dipercaya tidak mengganggu proses pada kalman filter. Sehingga dapat digunakan dengan baik pada perhitungan *preprocessing* selanjutnya.

3.3.2.2 Filter Kalman

Pada perancangan filter Kalman ini, digunakan hasil keluaran pada sensor *gyroscope* dan sensor *accelerometer*. Dengan prinsip filter ini, maka filter ini dapat menggabungkan antara *gyroscope* yang dapat mengukur sudut *tilt* dalam kondisi dinamis secara presisi, namun cenderung melayang dengan *accelerometer* memiliki masalah yaitu kurang stabil ketika dalam keaadaan dinamis, namun tidak memiliki masalah *drift*.

Prinsip dari filter ini terjadi dalam 2 step, yaitu "*predict*" atau mengestimasi dan "*correct*" untuk mengoreksi. Pada saat fase "*predict*" merupakan perhitungan sudut dari *gyroscope* yang diintegralkan terhadap waktu. Sedangkan fase *"correct"* digunakan untuk memperbaiki *drift* hasil dari *gyroscope*. Persamaan ini dapat dilihat pada persamaan 3.20 dan 3.21:

$$x(n) = A\,x(n-1) + \beta\eta \tag{3.20}$$

$$y(n) = Hx(n) + \varepsilon \tag{3.21}$$

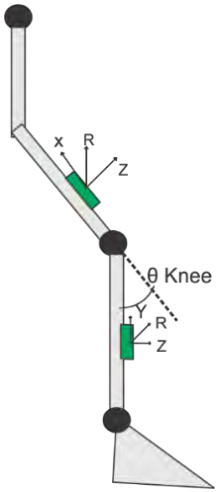
Hasil pada x adalah sinyal generasi, nilai y adalah sinyal observasi yang mengandung *noise*. Nilai A, H, η dan ε adalah matriks dari model sinyal, matriks dari model observasi, *noise* eksitasi dan *noise* pengukuran. Dari persamaan tersebut maka dapat diturunkan kembali agar didapat nilai yang benar pada persamaan 3.22 :

$$\hat{x}(n) = \hat{x}(n|n\text{-}1) + K(y(n) - H\,\hat{x}(n|n\text{-}1)) \tag{3.22}$$

Hasil $\hat{x}(n)$ adalah nilai pada waktu ke – n, sedangkan $\hat{x}(n|n\text{-}1)$ adalah pada waktu yang sebelumnya, sedangkan K adalah vector penguatan Kalman. Hasil keluaran pada $\hat{x}(n)$ akan menunjukan hasil sudut pembacaan yang telah menggabungkan dari nilai kedua sensor, sehingga dapat digunakan untuk perhitungan sudut kemiringan dari masing – masing segmen kaki.

3.3.2.3 Tilt Angle Calculation

Berdasarkan sketsa *free body diagram* pada Gambar 3.6, maka akan didapatkan sudut kemiringan dari setiap segmen. Nilai sudut dari *knee joint* tidak dapat didapatkan hanya dari satu segmen saja, maka dibutuhkan kedua segmen untuk mendapatkan nilai kemiringan yang



Gambar 3. 7 *Free body diagram* dari *knee joint*

sebenarnya dari *knee joint.* Perhitungan dari sudut kemiringan dapat didapatkan dari pengurangan sudut yang sebenarnya dari hasil pembacaan kedua segmen pada modul *master* dan *slave.* Persamaan sudut kemiringan (*tilt*) dirumuskan pada persamaan 3.23 dan 3.24

$$\theta_t = Arctan\left(\frac{Z_t}{X_t}\right) \tag{3.23}$$

$$\theta_s = Arctan\left(\frac{Z_s}{Y_s}\right) \tag{3.24}$$

Hasil pembacaan sudut $\theta_t$dan $\theta_s$adalah sudut segmen terhadap gravitasi, maka semua pembacaan dalam satuan radian. Untuk menjadikan dalam satuan derajat, maka perlu dikalikan dengan $\frac{180}{\pi}$. Hasil pada Sumbu X, Y dan Z adalah vector akselerasi pada *accelerometer* dalam satuan g.
Berlandaskan persamaan sudut *tilt* dan sketsa *free body diagram*, maka persamaan untuk mendapatkan *knee joint angle* dapat dihitung dengan persamaan 3.25:

$$\theta_k = \theta_t - \theta_s \tag{3.25}$$

Dengan metode ini, posisi saat pengambilan data sangat mempengaruhi. Maka dari itu diperlukan permukaan yang rata agar didapatkan hasil yang terbaik. Sudut *tilt* awal juga digunakan untuk mendapatkan nilai *gyroscope* setiap segmen. Persamaan tersebut dituliskan pada persamaan 3.26

$$\Delta\theta_k = \theta_k - \theta_{k_0} \tag{3.26}$$

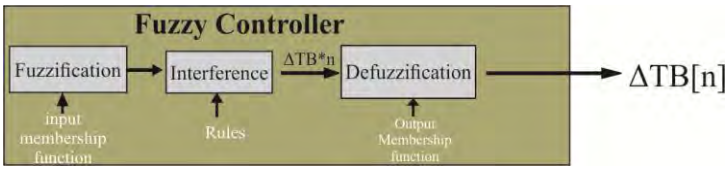
Persamaan ini merupakan hasil perbedaan sudut yang didapatkan pada saat ini dikurangi dengan sudut posisi awal.

3.3.3 *Fuzzy Controller*

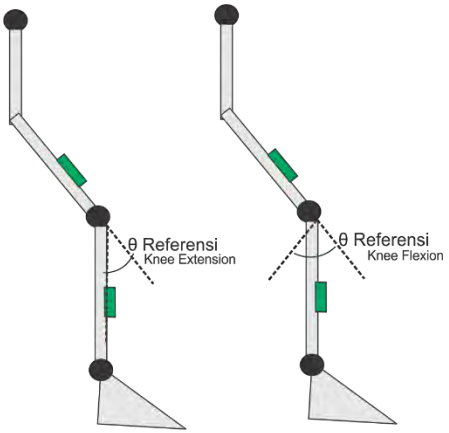
Sistem kendali dalam sebuah sistem *closed – loop* ada banyak macam, mulai dari PID *controller*, *Artificial Neural Network*, hingga *fuzzy controller*. Namun, berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Arifin, dkk pada tahun 2003 menunjukan bahwa sistem kontrol yang baik untuk *cycle–to–cycle control* adalah dengan menggunakan *fuzzy controller*. Sebelum melakukan pembahasan pada *fuzzy controller,* maka akan dilakukan pembahasan terlebih dahulu tentang *cycle-to-cycle control.* Dengan menggunakan *cycle-to-cycle control*, setiap otot akan di stimulasi oleh sebuah rentetan stimulus yang berada didalam satu durasi. Stimulus yang dihasilkan akan memiliki amplitudo, frekuensi dan lebar pulsa yang sama untuk membuat target otot bergerak seperti yang diinginkan. Sistem kendali ini akan dapat menghasilkan lama durasi (*burst duration*) dari sinyal stimulus yang akan ditentukan dari penggunaan *fuzzy controller* seperti pada Gambar 3.8. Persamaan untuk *cycle-to-cycle control* dituliskan pada persamaan 3.27.

$$\Delta TB_{[n]} = TB_{[n-1]} - \Delta TB \tag{3.27}$$

Nilai $TB_{[n-1]}$ adalah durasi dari pulsa stimulus yang diberikan pada siklus sebelumnya, nilai $\Delta TB_{[n]}$adalah nilai output kontroler, sedangkan nilai ΔTB akan didapatkan dari *fuzzy controller*. Sistem kendali *fuzzy*



Gambar 3. 8 Diagram blok *fuzzy controller*



Gambar 3. 9 Ilustrasi sudut referensi pada *knee extension* dan *knee flexion* pada *free body diagram*

adalah sebuah metode pengaturan yang berdasarkan dengan logika ketidak pastian (*fuzzy*). Dalam kata lain, skema dari sistem kendali ini dapat di tuliskan dalam bentuk *if – then*. Seperti yang ditunjukan pada Gambar 3.8, sistem kontrol *fuzzy* memiliki 3 bagian penting, yang pertama adalah *fuzzification*. Pada proses ini, diberikan nilai – nilai dan derajat keanggotaan sebagai masukan. Input dalam hal ini adalah nilai *error* yang dihasilkan apabila dibutuhkan pergerakan *knee flexion*, sedangkan apabila dibutuhkan gerakan *knee extension*, dibutuhkan nilai *error* dan nilai *desired range* (sudut yang diinginkan) sebagai masukan. Ilustrasi nilai sudut *error* dapat dilihat pada Gambar 3.9. Nama lain dari skema ini adalah *single-input-single-output* (SISO) untuk *knee flexion*, dan *multiple-input-multiple-output* (MISO) untuk gerakan *knee extension*. Nilai sudut referensi pada kedua gerakan tentunya berbeda. Pada *knee extension*, sudut referensi yang digunakan adalah 15° sedangkan pada *knee flexion* sebesar 69°. Semua sudut referensi diambil dari titik 0° pada *knee joint*.

Pada sistem kendali MISO dan pada sistem kendali SISO, masukan nilai *error* didapatkan dari selisih antara sudut yang diinginkan dengan sudut maksimum, seperti yang dituliskan pada persamaan 3.28. Ilustrasi untuk mendapatkan nilai *error* pada sistem kendali ini dapat dilihat pada Gambar 3.9. Sedangkan nilai *desired range* didapatkan dari hasil perbedaan dari sudut *extension* pada siklus saat ini, dibandingkan dengan

sudut referensi pada kontak awal. Dengan kata lain, *desired range* adalah trayektori yang akan ditempuh oleh segmen yang akan distimulasi.

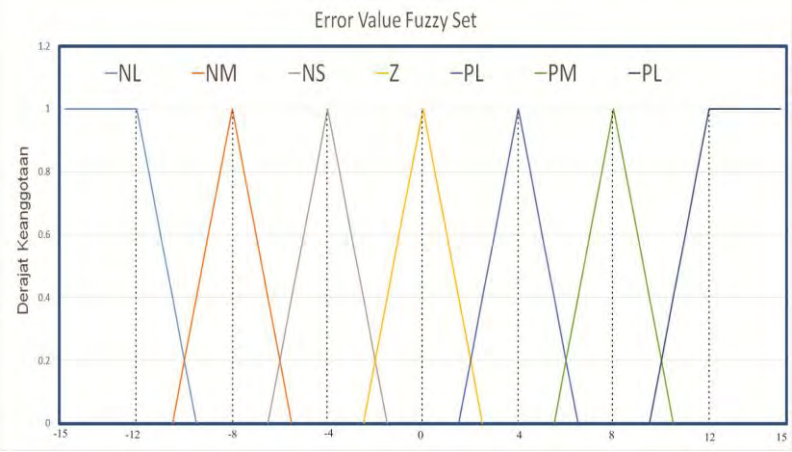
$$Error = \theta_{target} - \theta_{max} \quad (3.28)$$

Pada rancangan ini, θ_{target} yang digunakan untuk gerakan *knee extension* adalah 15°. Dalam merancang kontroler *fuzzy*, maka variabel input pada "error" dibedakan menjadi 7 istilah linguistik: *negative large* (NL)*, negative medium* (NM)*, negative small* (NS)*, zero* (Z)*, positive small* (PS)*, positive medium* (PM) dan *positive large* (PL). Sedangkan untuk variabel input pada "*desired range"* ada 3, yaitu: *small, medium* dan *large*.

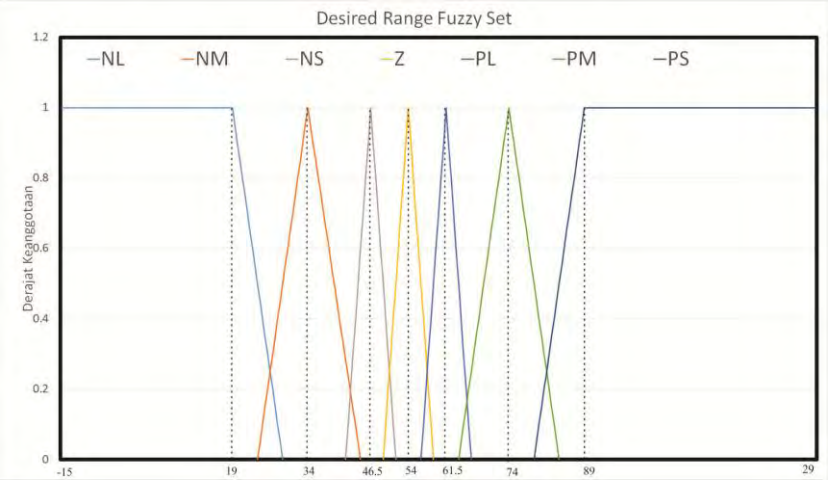
Setelah mengetahui input yang digunakan pada sistem kontrol *fuzzy*, maka ditentukan sebuah aturan untuk mendapatkan hasil keluaran yang diinginkan. Istilah dari pembuatan aturan ini disebut juga sebagai *fuzzy rule set* seperti yang tertera pada Tabel 3.1 untuk mendapatkan *fuzzy rule* pada sistem kendali MISO. Penentuan nilai – nilai dan keputusan pada tabel tersebut didasari oleh penamaan dan juga analogi dari grafik yang dihasilkan. Cara pembacaan dari dapat menggunakan analogi *if – then*. Misalkan input pada *error* yang dihasilkan berada pada kisaran PS (*positive small*), yaitu berada pada kisaran 3°, dan input pada *desired range* berada pada kisaran *positive medium* yaitu pada sekitar 6°. Maka hasil keluaran yang akan dihasilkan dari sistem kendali *fuzzy*, yaitu nilai ΔTb akan berada pada NM (*negative medium*) sesuai dengan tabel yang digambarkan.

Tabel 3. 1 Tabel *fuzzy rule* untuk MISO

		Desired Range						
		NL	**NM**	**NS**	**Z**	**PS**	**PM**	**PL**
Error	**NL**	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL
	NM	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL
	NS	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL
	Z	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL
	PS	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL
	PM	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL
	PL	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL



Gambar 3. 11 Grafik *fuzzy set* untuk e*rror value* pada sistem kendali MISO



Gambar 3. 10 Grafik *fuzzy set* dari *desired range* pada sistem kendali MISO

Grafik dari kedua *input membership function* dari sistem kendali MISO ini dapat dilihat pada Gambar 3.10 dan 3.11. Pada perancangan ini, ditentukan nilai – nilai yang digunakan pada kedua grafik. Penentuan ini

Tabel 3. 2 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *error* pada MISO

Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-15	-12	-9.5
NM	-10.5	-8	-5.5
NS	-6.5	-4	-1.5
Z	-2.5	0	2.5
PS	1.5	4	6.5
PM	5.5	8	10.5
PL	9.5	12	15

Tabel 3. 3 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *desired range* pada MISO

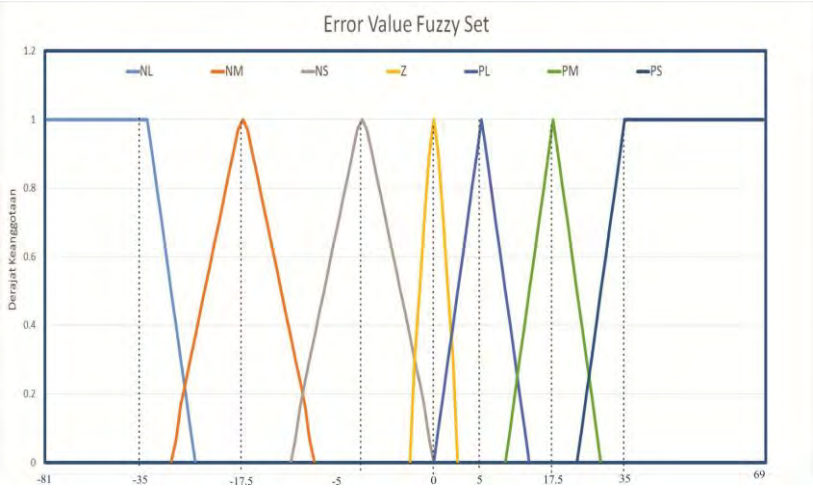
Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-15.1	-11.5	-9.5
NM	-10	-7.5	-5
NS	-5.5	-3	-0.5
Z	-1	0	1
PS	0.5	1.5	2.5
PM	2	3	4
PL	3.5	4.5	4.9

juga ditentukan dari fisiologis tubuh manusia yang didapatkan berdasarkan penelitian lainnya. Untuk penentuan nilai – nilai dari nilai *error* dapat dilihat pada Tabel 3.2 dan penentuan nilai – nilai dari *desired range* dapat dilihat pada Tabel 3.3. Nilai minimum pada tabel merupakan nilai yang digunakan pada titik awal grafik, nilai puncak merupakan nilai yang berada di tengah – tengah dan merupakan titik balik dari derajat keanggotaan dan yang terakhir adalah nilai maksimum, yaitu nilai pada titik puncak atau *peak value*, yang menandakan selesainya sebuah fungsi seperti pada Gambar 3.10 dan Gambar 3.11.

Dalam merancang sistem kendali SISO, digunakan 7 kategori input nilai *error* yang akan menghasilkan 7 kategori nilai output ΔTb dengan menggunakan *fuzzy rule set*. Kategori yang digunakan pada sistem kendali ini sama dengan sistem MISO dan dapat dilihat pada Tabel 3.4

Tabel 3. 4 Tabel *fuzzy rule set* untuk sistem kendali SISO

Error	NL	NM	NS	Z	PS	PM	PL
ΔTB	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL

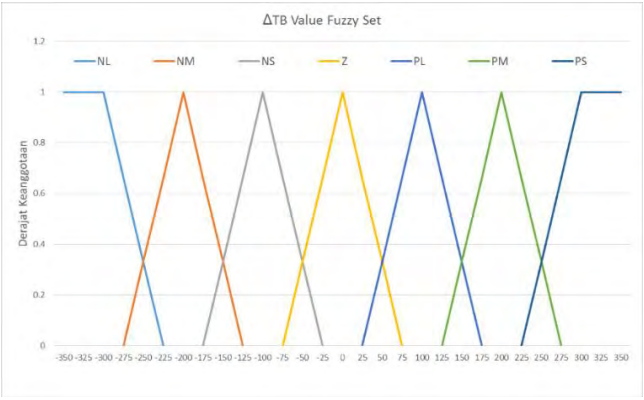


Gambar 3. 12 Grafik *fuzzy set* yang digunakan pada nilai *error* pada kontroler SISO

Tabel 3. 5 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *error* pada SISO

Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-81	-35	-25
NM	-27.5	-17.5	-7.5
NS	-10	-5	0
Z	-2.5	0	2.5
PS	0	5	10
PM	7.5	17.5	27.5
PL	25	35	69

Untuk mendapatkan nilai *error* sebagai nilai input kontroler, dapat didapatkan dengan persamaan yang sama dengan sistem kendali MISO, yaitu perhitungan dari pengurangan sudut target dengan sudut yang tercapai pada saat ini. Namun, nilai θ_{target} yang digunakan untuk *knee flexion* berbeda dengan *knee extension,* yaitu sebesar 69°. Untuk nilai sudut yang digunakan pada sistem kendali ini dapat dilihat pada Tabel 3.5 yang menunjukan nilai sudut yang digunakan pada grafik *fuzzy set* pada Gambar 3.12.



Gambar 3. 13 Grafik *fuzzy set* yang digunakan pada nilai ΔTB pada kontroler SISO

Tabel 3. 6 Nilai sudut yang digunakan untuk nilai ΔTB

Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-350	-300	-225
NM	-275	-200	-125
NS	-175	-100	-25
Z	-75	0	75
PS	25	100	175
PM	125	200	275
PL	225	300	350

Dari kedua sistem kendali SISO dan MISO, maka akan didapatkan nilai ΔTB sebagai nilai *output*. Sesuai dengan diagram blok pada Gambar 3.8, nilai keluaran yang berupa dalam nilai *fuzzy* seperti pada Gambar 3.13, diperlukan perubahan nilai ke nilai pasti. Dalam hal ini, terdapat Terdapat 7 keterangan pada nilai ΔTB, seperti yang dapat terlihat pada tabel 3.1 dan 3.4. Nama – nama dari keterangan tersebut adalah NL (*negative low*), NM (*negative medium*), NS (*negative small*), Z (*zero*), PS (*positive small*), PM (*positive medium*) dan PL (*positive large*).

Setelah mendapatkan kisaran dimana ΔTb akan didapatkan, maka diperlukan sebuah metode *defuzzification* untuk merubah nilai hasil *fuzzification* yaitu bilangan *fuzzy* menjadi nilai pasti atau disebut *crisp set*.

Pada perencanaan, metode *defuzzification* yang digunakan adalah metode *Centroid* seperti yang dituliskan pada persamaan 3.29:

$$\Delta TB = \frac{\sum_k \mu(\Delta TB_k^*)\Delta TB_k^*}{\sum_k \mu(\Delta TB_k^*)} \quad (3.29)$$

Setelah mendapatkan nilai ΔTB, maka hasil tersebut akan ditambahkan pada *burst duration* (lama durasi) stimulasi pada otot pasien.

3.4 *User - Interface Software*

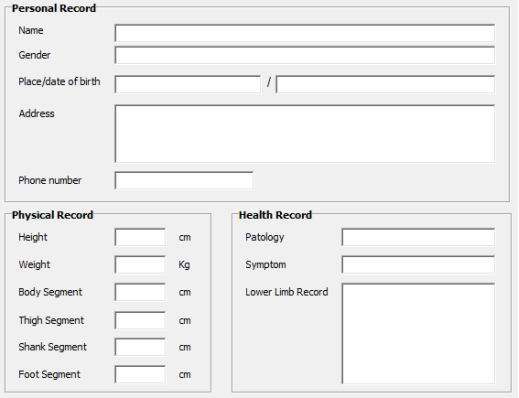
Berbeda dengan *software* yang dikembangkan pada *embedded system*, untuk melakukan *user-interface* digunakan PC sebagai tampilan data sensor dan penentu nilai awal amplitudo serta lamanya stimulus. Fungsi yang digunakan pada PC ada dua, yaitu sebagai pemberi *data input* dan juga sebagai alat untuk melakukan *monitoring*. Selain itu, PC juga akan menyimpan keseluruhan data pada *database* yang disimpan dalam format *.txt. Pemrograman *software* menggunakan Delphi 7, karena tampilannya yang sederhana dan mudah untuk digunakan. Terlebih lagi, keunggulan dengan menggunakan Delphi 7 adalah kecepatannya dalam menampilkan data karena program ini hanya membutuhkan memori yang sedikit pada saat *running*.

Pertama, pengguna akan melakukan *setting* kanal komunikasi yang akan digunakan ketika memulai karena perangkat menggunakan komunikasi serial melalui USART dengan komputer. Proses pelaksanaan *setting* ini dapat dilakukan melalui tombol "Settings" yang berada pada

Gambar 3. 14 Perbesaran bagian koneksi *software* dengan *hardware*

sebelah kanan program. Setelah melakukan penyesuaian nama COM, maka pengguna dapat menekan tombol “Connect” agar terjadi koneksi antara perangkat dengan komputer. Komunikasi ini dapat terjadi dengan menggunakan elemen “comport1” pada Delphi. Proses selanjutnya adalah memulai program ini. Untuk memulai, pengguna harus memilih terlebih dahulu *radiobutton* yang berada pada bagian paling bawah, untuk memilih penggunaan FES untuk melihat nilai sensornya saja, atau menggunakan FES untuk stimulasi subyek. Setelah pengguna telah memilih, maka pengguna dapat menekan tombol “Start” untuk memulai program ini. *Software* akan mengirimkan serangkaian kode agar perangkat FES dapat memulai programnya. Dalam hal ini, digunakan serangkaian kata “d” sebagai penanda bahwa perangkat FES hanya membaca sensor, dan apabila pengguna memilih FES, maka *software* akan mengirimkan data – data dari inputan pada bagian input. Komunikasi antara *software* dari komputer dengan perangkat FES menggunakan *buffer* yang telah dijelaskan pada bagian *embedded system.* Dengan menggunakan *buffer,* maka data yang dikirim dan diterima melalui *software* ini dapat terkirim dengan sempurna. Setelah proses stimulasi selesai, pengguna dapat menekan tombol “stop” agar *software* ini dapat mengirimkan informasi ke perangkat agar dapat berhenti. Setelah selesai, pengguna dapat memencet tombol “disconnect” untuk memutus hubungan dengan perangkat.

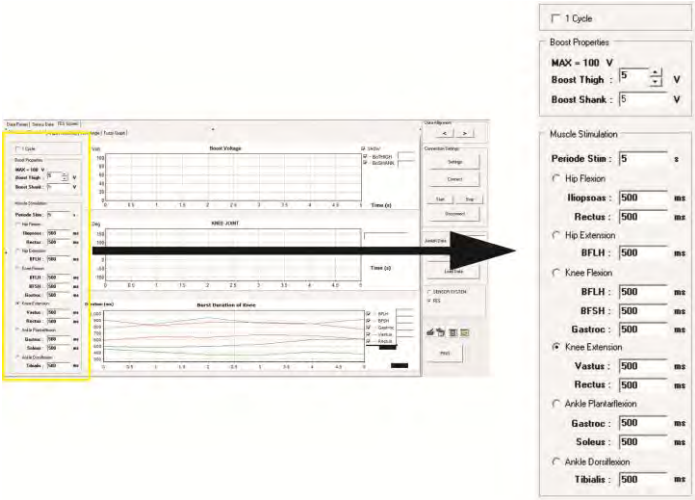
Untuk bagian masukan pada *software,* memiliki 2 macam data yang dapat dimasukkan yaitu identitas dari subyek (Gambar 3.15) dan *input*



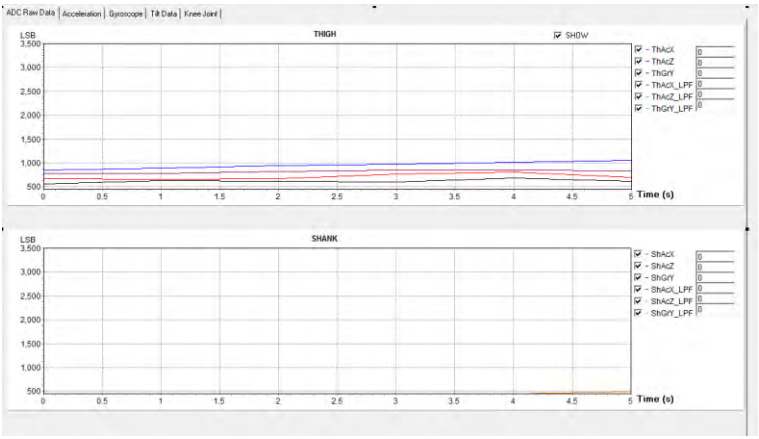
Gambar 3. 15 Tampilan pada input biodata subyek

durasi dan amplitudo untuk pulsa stimulasi (Gambar 3.16). Pada bagian *input* identitas, subyek dimintai keterangan mengenai biodata umum nama, tempat tanggal lahir, alamat, nomor telpon, dan lainnya untuk keperluan *database.* Selain itu terdapat catatan – catatan fisiologis subyek seperti tinggi, berat badan, panjang segmen tubuh, panjang segmen *thigh, shank* dan *foot.* Pada bagian ini juga ditambahkan catatan kesehatan untuk pasien, apabila terdapat penyakit patologis pada subyek seperti yang dapat terlihat pada gambar. Catatan untuk subyek ini kemudian akan dimasukan kedalam *database* yang akan disimpan.

Bagian masukan yang kedua adalah bagian kontrol untuk kendali stimulator. Pada bagian ini, akan ditempatkan beberapa *text box* sebagai tempat untuk memasukan amplitudo pulsa stimulus, durasi pulsa dalam satu periode dan juga *burst duration* atau lamanya stimulasi yang akan diberikan pada bagian tubuh subyek pada *channel* yang berbeda – beda. Pada bagian ini, pengguna juga dapat memilih fungsi dari perangkat FES dalam rangka untuk menggerakkan beberapa gerakkan pada subyek. Gerakkan tersebut meliputi fleksi dan ekstensi dari pinggul, fleksi dan ekstensi dari sendi lutut, dan gerakan dorsifleksi dan plantarfleksi dari sendi pergelangan kaki. Dari setiap pergerakan – pergerakan tersebut, tentu digerakan oleh otot – otot tertentu. Maka dari itu, didalam *cluster*



Gambar 3. 16 Tampilan input untuk kendali stimulator perangkat. Gambar di kanan merupakan hasil perbesaran dari tampilan program

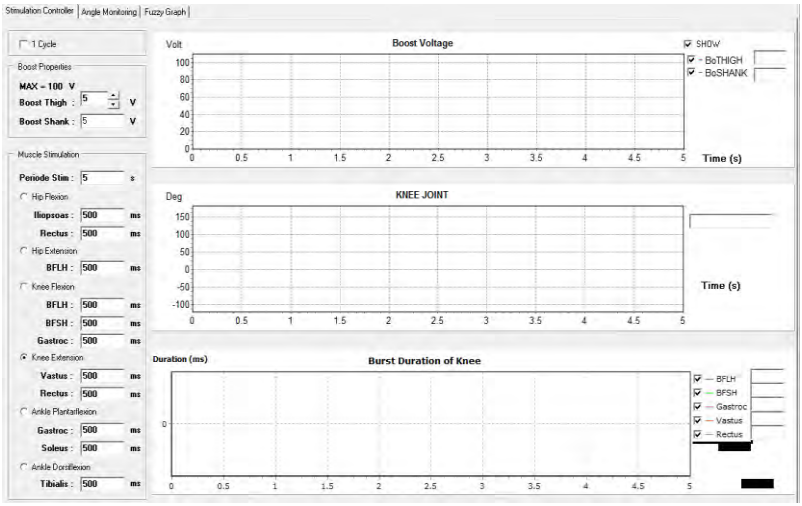


Gambar 3. 17 Tampilan grafik yang akan muncul ketika *software* menerima data dari perangkat *hardware*

setiap pergerakan, dimasukkan beberapa nama otot yang berfungsi sebagai penggerak dari gerakan – gerakan yang telah dijelaskan sebelumnya. Setiap nama otot tersebut meliputi 1 buah *channel* pada rangkaian stimulator. Pada perancangan tugas akhir ini, gerakan yang digunakan hanya meliputi gerakan *knee extension* dan gerakan *knee flexion.* Maka dari itu, hanya digunakan 5 otot atau 5 *channel* yang berbeda yang diantaranya adalah BFLH, BFSH, Gastroc, Vastus dan Rectus.

Bagian berikutnya pada *user-interface software* adalah bagian *monitoring* yang berfungsi untuk memperlihatkan sudut yang tercapai, tegangan keluaran pada stimulator dan juga nilai *error* dari subyek. Pada bagian *monitoring* ini akan dibagi menjadi 2 bagian yang besar, yaitu untuk *monitoring* pada saat pengukuran sensor saja, dan pada saat dilakukan stimulasi.

Untuk bagian sensor, monitoring akan dibagi menjadi beberapa bagian, yang pertama adalah bagian "ADC Raw Data", dimana bagian ini akan menerima nilai sensor dalam bilangan 0 – 1024 sesuai dengan nilai ADC. Hasil dari ADC akan dimasukan dari mikrokontroler menuju *software* dengan menggunakan *buffer.* Pada bagian ADC, yang ditampilkan ada 2, yaitu pada segmen *thigh* dan *shank.* Kedua bagian tersebut akan menampilkan nilai ADC dari *accelerometer* dan *gyrometer*, serta nilai yang sudah di masukan dalam filter LPF. Bagian kedua merupakan bagian "acceleration" , "gyroscope" dan "tilt data". Ketiga

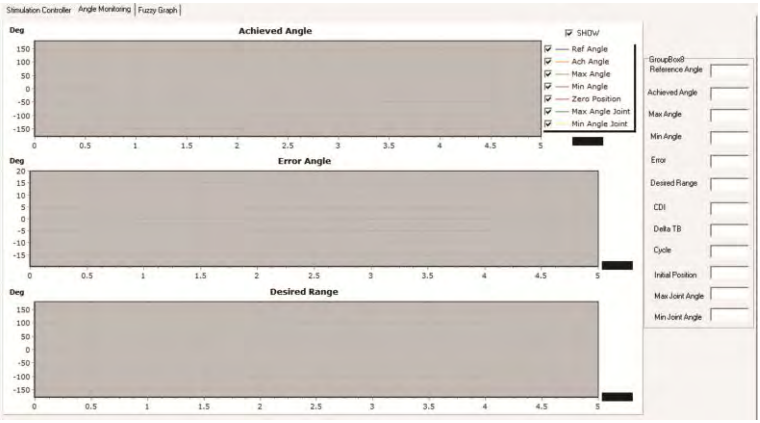


Gambar 3. 18 Tampilan "*Stimulation Controller*" pada bagian *FES Controller*

bagian tersebut sebenarnya telah dikalkulasi pada mikrokontroler untuk mendapatkan sudut *tilt angle.* Namun penambahan pada *user – interface software* digunakan untuk membandingkan nilai yang akan dihasilkan pada perhitungan *knee joint tilt angle.* Segala perhitungan *acceleration,* dan *gyroscope* telah dijelaskan pada persamaan 3.4 hingga 3.16. Sedangkan untuk perhitungan *tilt data* pada persamaan 3.22 hingga 3.25. Untuk bagian *knee joint* akan digunakan *buffer* untuk menerima data.

Pada bagian *monitoring* untuk stimulator, akan dibagi menjadi 3 bagian besar. Bagian pertama dinamakan "Stimulation Controller" yang digunakan untuk mengatur tegangan dan durasi, serta untuk melihat tegangan yang keluar dan durasi stimulus dari setiap *channel* stimulator. Tampilan ini dapat dilihat pada Gambar 3.26. Bagian dari "Stimulation Controller" ini sangat vital agar pengguna dapat mengetahui voltase yang digunakan pada saat ini dan voltase yang keluar pada subyek.

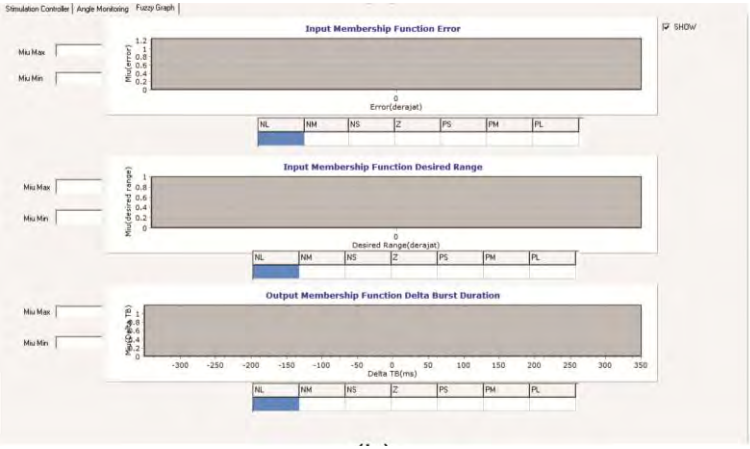
Bagian kedua dinamakan "Angle Monitoring" untuk melihat hasil pembacaan sudut dan nilai *crisp decision index* (CDI) yang dihasilkan dari kontroler *fuzzy.* Pada bagian ini, hal yang ditunjukan adalah sudut – sudut hasil perhitungan maupun sudut yang terukur dari sensor – sensor yang telah dirancang. Bagian ini juga bertanggung jawab tentang langkah selanjutnya yang akan diproses pada sistem kontrol dari perangkat.



Gambar 3. 19 Tampilan pada "*Angle Monitoring*"

Terdapat beberapa istilah yang digunakan pada bagian ini. Istilah – istilah yang akan digunakan dan penjelasannya pada bagian ini akan dijelaskan pada bagian dibawah ini:

- *Reference Angle* : Nilai sudut referensi pada setiap pergerakan Sudut 69° untuk *knee flexion* dan 15° untuk *knee extension*
- *Achieved Angle* : Nilai sudut yang tercapai oleh subyek
- *Max Angle* : Sudut maksimum yang telah tercapai subyek
- *Min Angle* : Sudut minimum yang telah tercapai subyek
- *Error* : Nilai hasil pengurangan dari sudut referensi dan sudut tercapai. Hasil ini juga sebagai input *fuzzy controller*
- *Desired Range* : Nilai trayektori yang akan ditempuh subyek. Hasil ini juga sebagai input *fuzzy controller*
- *CDI* : *Crisp Decision Index,* nilai yang digunakan untuk menentukan nilai pasti dari *fuzzy controller*
- *Delta TB* : Hasil keluaran dari *fuzzy controller*
- *Initial Position* : Sudut sebenarnya pada saat subyek duduk
- *Max Joint Angle* : Sudut maksimum sebenarnya
- *Min Joint Angle* : Sudut minimum sebenarnya



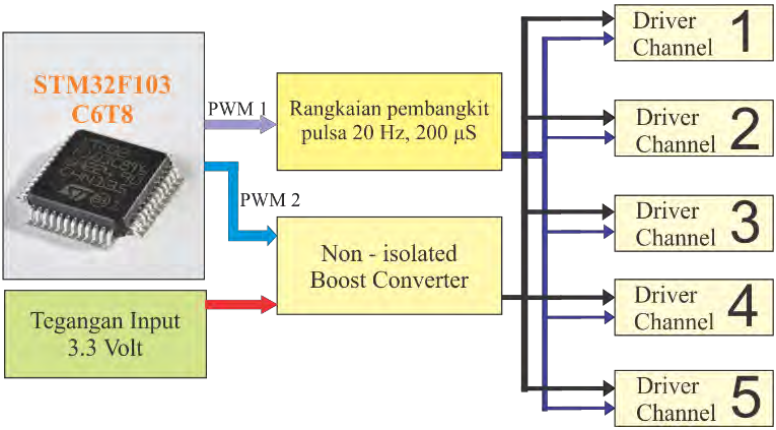
Gambar 3. 20 Tampilan pada "*Angle Monitoring*" dan "*Fuzzy Graph*"

Bagian terakhir dari *monitoring* stimulator adalah bagian *fuzzy graph* pada Gambar 3.20. Bagian ini akan menerima hasil derajat keanggotaan dari setiap kategori dan kemudian akan di plot pada grafik – grafik yang telah di tentukan. Plot grafik pada bagian ketiga ini dilakukan dengan cara memasukan nilai – nilai yang digunakan untuk grafik *fuzzy control.* Tampilan yang digunakan pada bagian terakhir ini sebenarnya tidak memiliki arti pada proses dalam *embedded system software.* Namun, tampilan yang diberikan pada bagian ini dapat memberikan informasi yang jelas pada pengguna, dimana letak kontroler itu berada.

3.5 Perancangan *Electrical Stimulator*

Posisi rangkaian *electrical stimulator* yang akan disingkat menjadi stimulator, berada pada modul *slave* dan ditempatkan pada lokasi yang sudah digambarkan pada Gambar 3.2. Seperti yang telah diketahui, proses tegangnya otot disebabkan oleh intensitas dan lama waktu stimulasi. Intensitas stimulasi adalah fungsi muatan total yang ditujukan pada otot. Besaranya intensitas bergantung pada spesifikasi sinyal keluaran dari stimulator.

Berdasarkan spesifikasi tersebut, maka rangkaian stimulator ini akan dibuat melalui tiga bagian, yaitu rangkaian penaik tegangan untuk



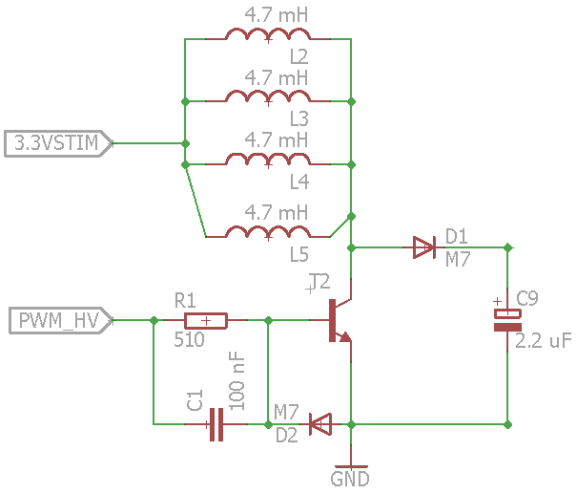
Gambar 3. 21 Diagram blok rangkaian *electrical stimulator*

menaikan tegangan input 3.3 Volt menjadi tegangan 100 Volt. Bagian selanjutnya adalah rangkaian pembangkit pulsa untuk memberikan pulsa yang memiliki lebar 200 µS dan frekuensi 20 Hz. Terakhir, diperlukan sebuah rangkaian *switching*, yang akan dinamakan rangkaian *driver channel* sebagai pengendali dan pemutus aliran stimulus agar rangkaian stimulator ini dapat memiliki 5 *channel* berbeda dan dapat dipakai secara bersamaan dan sesuai keinginan pengguna. Diagram blok untuk rangkaian stimulator dapat dilihat pada Gambar 3.21.

3.5.1 Rangkaian Penaik Tegangan

Pada bagian ini, digunakan rangkaian *non – isolated boost converter* agar dapat berukuran kecil dan dapat langsung ditempatkan pada rangkaian *slave* dengan mudah dan ringkas. Untuk menggantikan rangkaian saklar, digunakan transistor dan diode sebagai komponen *switching*. Transistor yang digunakan harus memiliki tegangan *drop forward* yang rendah dan tegangan *breakdown* yang tinggi. Spesifikasi transistornya agar dapat memenuhi persyaratannya adalah:

- Tegangan VCE harus lebih besar dari V output maksmimum rangkaian
- Arus maksimum transistor harus lebih besar dari arus output maksimum rangkaian



Gambar 3. 22 Realisasi rangkaian *boost converter*

Setelah melakukan seleksi, maka ditetapkan untuk menggunakan transistor SMD jenis MMBTA42 (NPN). Sedangkan, untuk menentukan dioda, yang harus diperhatikan adalah :

- Tegangan reverse diode > tegangan output
- Arus forward > arus output

Maka dari itu, digunakan diode tipe M7, versi SMD dari diode 1N4007 yang memiliki tegangan reverse hingga 1000V.

Realisasi rangkaian *boost converter* dapat dilihat pada Gambar 3.22. Untuk bagian *switching frequency*, ditentukan frekuensi sebesar 1 Khz hingga 20Khz, agar didapatkan pengaturan tegangan yang mudah. Pada bagian induktor, digunakan metode *continuous conduction mode*, agar didapatkan arus induktor yang selalu lebih besar daripada nol. Persamaan yang digunakan untuk menentukan besar induktor adalah dengan menggunakan persamaan mencari arus minimum, dan ditentukan bahwa besarnya arus harus lebih besar dari 0. Maka persamaan yang digunakan untuk mencari besar L adalah:

$$L \geq \frac{V_o(1-D)^2 D}{2 i_o f_{sw}} \tag{3.30}$$

Setelah mendapatkan persamaannya, maka karena frekuensi minimal yang digunakan adalah 1 Khz, dan untuk mendapatkan tegangan 100V

diperlukan duty cycle sekitar 0.97 (melalui persamaan 3.6), maka besarnya L yang digunakan adalah

$$L \geq 0.004365\ H$$

Besaran induktor tersebut kemudian dapat di bulatkan agar dapat mudah dicari dipasaran menjadi:

$$L \approx 4.7mH$$

Selain induktor, dibutuhkan juga penentuan besaran kapasitor untuk mengeluarkan tegangan pada Vout. Dengan bantuan persamaan 3.16, besarnya *duty cycle* sebesar 0.97 dan tegangan maksimum 100V, maka besarnya kapasitor dapat dicari dengan persamaan:

$$C = \frac{D}{R f_{sw}} \frac{V_o}{\Delta v_C} \tag{3.31}$$

Hasil yang didapatkan dari persaman 3.18 adalah :

$$C = 1.94\ \mu F$$

Karena besaran tersebut susah ditemukan pada pasaran, maka dibulatkan menjadi

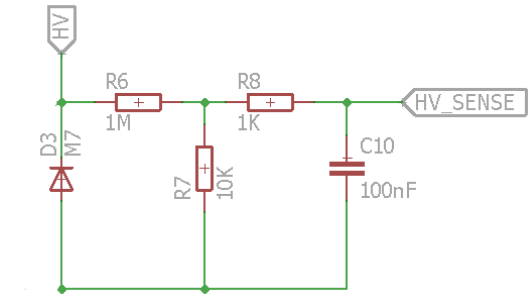
$$C \approx 2.2\ \mu F$$

Untuk keperluan monitoring pada *hardware*, maka dibutuhkan sebuah *feedback* dari rangkaian penaik tegangan ini agar dapat tetap berkomunikasi dengan PC, sebagai ujung tombak *user interface.* Untuk merealisasikannya, maka dirancang sebuah rangkaian pembagian tegangan yang dilengkapi dengan rangkaian *low pass filter* RC sebesar 10Khz untuk menghindari *noise*. Hasil keluaran pada rangkaian *feedback* ini akan dibaca oleh ADC mikrokontroller. Karena ADC pada mikrokontroller STM32F103C8T6 hanya memiliki tegangan maksimum 3.3 Volt, maka diperlukan sebuah rangkaian pembagi tegangan. Persamaan rangkaian pembagi tegangan yang digunakan adalah:

$$V_{sense} = \frac{R_3}{R_3 + R_2} V_{HV} \tag{3.32}$$

$$V_{sense} = \frac{10 \cdot 10^3}{10 \cdot 10^3 + 1 \cdot 10^6} 100\ V$$

$$V_{sense} = 0.99\ V$$

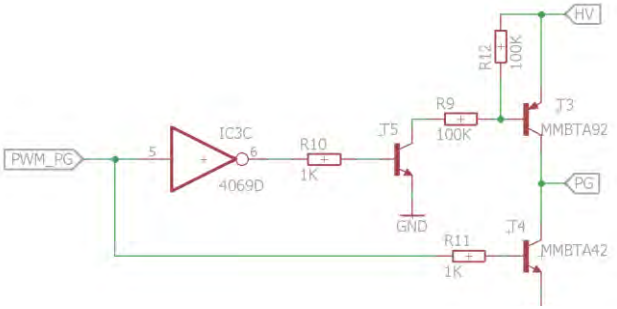


Gambar 3. 23 Realisasi rangkaian *feedback*

Realisasi rangkaian penaik tegangan dapat dilihat pada Gambar 3.22, sedangkan realisasi rangkaian *feedback* dapat dilihat pada Gambar 3.23. Induktor yang dipasang parallel dilakukan agar kemampuan menyimpan energinya lebih besar dan panas yang dihasilkan dapat dikurangi. Selain itu, hal ini dapat membuat nilai induktansi lebih kecil agar didapat nilai *switching frequency* yang mencapai 20 KHz.

3.5.2 *Rangkaian Pembangkit Pulsa*

Untuk membangkitkan pulsa dengan frekuensi 20Hz dan lebar 200 µS, rangkaian yang digunakan adalah *half H-bridge* seperti pada Gambar 3.24. Rangkaian ini menggunakan kedua tipe transistor yaitu transistor PNP pada transistor T3 dan NPN pada transistor T4. Kedua kaki basis transistor dihubungkan sehingga kedua transistor tidak aktif secara bersamaan apabila diberikan logika 1. Transistor T4 akan aktif apabila diberikan logika 1 dan menjadi tidak aktif pada logika 0, keaadaan



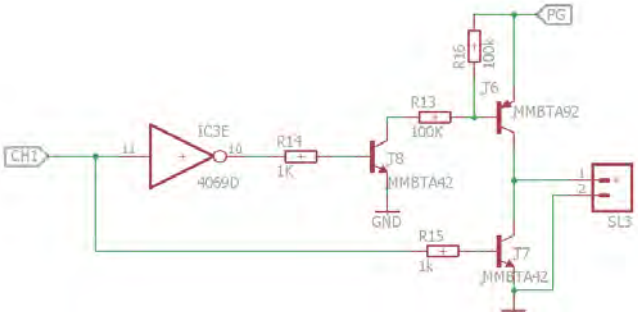
Gambar 3. 24 Rangkaian pembangkit pulsa

sebaliknya berlaku pada transistor T5. Karena tegangan yang dihasilkan oleh transistor T3 dapat mencapai 100 Volt, maka perlu diberikan pengaman agar tidak merusak mikrokontroller. Komponen yang digunakan adalah IC inverter. Penggunaan IC ini akan membuat nilai output menjadi kebalikan dari nilai input. Sehingga, ketika terdapat tegangan yang berasal dari kaki transistor T3, IC ini akan memblokir tegangan tersebut. Selain itu, IC inverter ini juga dapat meminimalisir penggunaan pin mikrokontroler.

3.5.3 *Rangkaian Driver Channel*

Rangkaian *driver* ini digunakan untuk memfasilitasi FES dengan hasil keluaran *multichannel.* Rangkaian ini dapat dilihat pada Gambar 3.25. Pada umumnya, untuk dapat memilih keluaran yang dapat digunakan atau dipakai, dapat digunakan sebuah relay ataupun sebuah *solid state relay*. Namun, penggunaan tersebut akan mempengaruhi besarnya rangkaian apabila akan dirancang sebuah sistem yang *wearable*. Maka dari itu, digunakan rangkaian *switching* yang sama dengan pembangkit pulsa. Hal yang membedakan dari kedua rangkaian itu adalah input yang digunakan, dimana pada rangkaian pembangkit pulsa, input yang digunakan adalah sinyal PWM yang diberikan oleh mikrokontroler, sedangan pada rangkaian *driver*, digunakan sinyal 0 atau 1 sebagai input.

Masukan pada rangkaian ini ada 2 yaitu logika 0 dan 1 yang berasal dari mikrokontroler, dan pulsa 20Hz, lebar 200 µS dengan amplitudo hingga 100V. Mikrokontroler akan memberikan logika 1 apabila tidak diberikan perintah karena memiliki sifat *output low.* Karena terdapat *hex inverter* pada rangkaian ini, keluaran yang diteruskan menjadi 0 maka keluaran pada rangkaian transistor T6 dan T8 akan tetap dalam kondisi

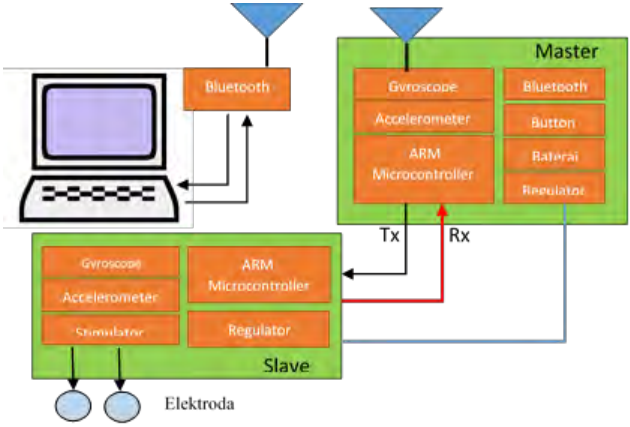


Gambar 3. 25 Rangkaian *driver channel*

OFF. Namun, ketika logika keluaran dari mikrokontroler menjadi 0, maka keluaran pada *hex inverter* akan menjadi logika 1, dan transistor T6 dan T8 akan menjadi aktif. Sehingga, rangkaian akan menyalurkan pulsa yang dihasilkan pada pin PG keluar menuju otot subyek. Maka dari itu, dengan ditambahkannya rangkaian *driver channel*, perangkat FES dapat membagi – bagikan keluaran yang diinginkan pada *channel* yang diinginkan, sesuai dengan kebutuhan pada saat digunakan pada subyek.

3.6 Rangkaian lengkap Keseluruhan Sistem

Seperti yang telah diketahui, dalam perencanaan FES ini, digunakan sebuah modul *master* dan sebuah modul *slave* seperti pada Gambar 3.26. Dalam prakteknya, modul *master* akan ditempatkan pada bagian *thigh* pasien dan modul *slave* akan ditempatkan pada bagian *shank* pasien. Untuk merealisasikan modul – modul ini, digunakan sebuah mikrokontroller STM32F103C8T6 di masing – masing modul. Komunikasi antara kedua modul ini menggunakan kabel dengan komunikasi USART. Sedangkan antara modul *master* dengan PC, digunakan komunikasi *wireless* dengan menggunakan *Bluetooth*. Fitur yang digunakan pada mikrokontroler adalah internal ADC untuk melakukan konversi sinyal analog dari sensor menjadi sinyal digital yang dibaca pada PC. Untuk mendapatkan sampel maksimum sebesar 1000.000 sampel per detik, mikrokontroler harus diatur hingga kecepatan maksimum 56 Mhz. Karena Kristal internal dari mikrokontroller tidak



Gambar 3. 26 Diagram blok rangkaian lengkap perangkat FES

mencukupi, maka pada rangkaian *minimum system*, diberikan Kristal eksternal sebesar 8 Mhz.

3.6.1 Modul *Master*

Modul ini bertanggungjawab sebagai modul "penengah" antara PC dengan sistem FES, dimana modul ini terhubung secara langsung dengan modul *slave* dan juga dengan PC. Maka dari itu, pada modul ini dilengkapi dengan dua buah komunikasi USART, yaitu USART1 sebagai komunikasi dengan PC, dan USART3 untuk berkomunikasi dengan modul *slave*. Selain berfungsi sebagai modul yang dapat berkomunikasi, modul ini juga dilengkapi dengan sistem sensor *accelerometer* ADXL335 dan sensor *gyroscope* ENC-03 yang berfungsi untuk mengukur sudut yang dihasilkan oleh bagian *shank*. Untuk membaca nilai kedua sensor tersebut digunakan 3 channel ADC untuk *accelerometer* sumbu Y dan sumbu Z, dan *gyroscope* sumbu Y. Nilai ADC yang dibaca akan diproses terlebih dahulu didalam modul agar didapatkan hasil pembacaan sensor yang baik. Kecepatan sampling data yang digunakan adalah 10 mili detik, dan dikendalikan oleh TIMER2. Metode pengiriman dari modul ke PC menggunakan sistem *parsing data* karena dalam prakteknya, mikrokontroler tidak dapat langsung mengirikan hasil pengukuran ataupun hasil kalkulasi yang berjumlah besar (lebih dari 8 bit). Seluruh sistem kontrol untuk menjadi *closed – loop* FES juga ditempatkan pada modul ini. Rangkaian lengkap ditunjukan pada lampiran B.

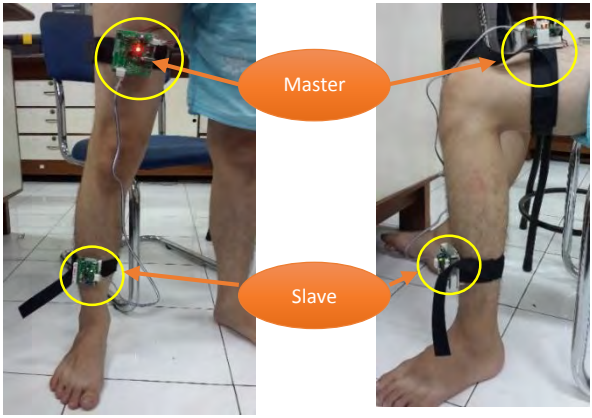
3.6.2 Modul *Slave*

Modul ini memiliki rangkaian stimulator sebagai aktuator dari FES. Selain rangkaian stimulator, modul ini juga dilengkapi dengan sistem sensor *accelerometer* ADXL335 dan sensor *gyroscope* ENC-03 yang telah digabungkan dengan metode *sensor fusion*. Mikrokontroler yang digunakan pada modul ini sama, yaitu STM32F103C8T6 sebagai alat pengendali keseluruhan sistem modul. Saluran ADC yang digunakan juga sama, yaitu 3 buah, 2 untuk sumbu X dan Z *accelerometer*, dan 1 untuk sumbu X *gyroscope*. Terdapat perbedaan pemilihan sumbu pada modul *master* dan *slave* dikarenakan oleh posisi penempatan modul pada tubuh pasien. Pada modul ini, TIMER1, 2 dan 3 digunakan sebagai frekuensi dari *boost converter,* pembangkit pulsa stimulator dan sarana komunikasi dengan USART3. Media komunikasi yang digunakan dengan modul Master adalah kabel. Rangkaian lengkap dari modul ini dapat dilihat pada lampiran C.

3.7 Realisasi Sistem pada Subyek

Kedua modul akan ditempatkan pada sebuah *belt* yang telah didesign sendiri. Belt yang digunakan terbuat dari kain elastis berupa karet yang dapat menyesuaikan dengan lingkar kaki pasien. Selain itu, bagian belt dilengkapi juga dengan kain jenis *Velcro* yang memudahkan pemasangan dengan diameter yang berbagai macam. Komunikasi antara *master* dan *slave* menggunakan 4 kabel lentur agar tidak mengganggu pasien ketika sedang dilakukan proses stimulasi dan melakukan gerakan *flexion* dan *extension*. Sebelum modul ditempatkan pada kain, digunakan papan akrilik yang kecil sebagai tatakan dari rangkaian. Bentuk modul yang kecil beserta dengan belt yang digunakan juga memperlihatkan bahwa terdapat tempat yang cukup luas untuk meletakan elektroda sebagai sarana untuk menstimulasi otot.

Sumber yang digunakan pada perangkat ini adalah sumber DC. Digunakan dua buah baterai Li-ion dengan tegangan masing – masing sebesar 3.7 Volt untuk menghidupkan perangkat. Kedua baterai tersebut disambungkan agar dapat menghasilkan tegangan sebesar 7.4 volt yang kemudian akan dimasukan pada voltage regulator untuk menghidupi perangkat secara keseluruhan. Baterai yang akan digunakan akan ditempatkan dibawah modul *master* sehingga menjadi praktis dan tidak mengganggu pasien. Sistem yang telah dirancang dapat dilihat pada Gambar 3.21.



Gambar 3. 27 Realisasi sistem FES pada kondisi berdiri (kiri) dan kondisi duduk (kanan)

BAB IV
PENGUJIAN DAN ANALISIS

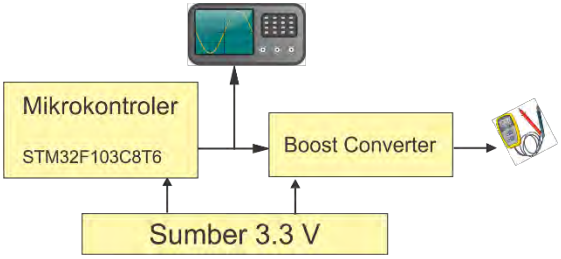
Setelah dilakukan perancangan perangkat FES, maka dalam Bab ini akan dilakukan serangkaian uji coba alat sesuai dengan kinerja yang diharapkan.

4.1 Uji Coba Rangkaian *Electrical Stimulator*

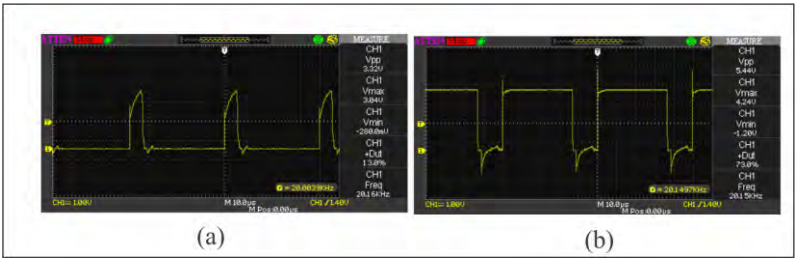
Pada subbab ini akan dilakukan serangkaian ujicoba pada bagian rangkaian stimulator. Hasil yang diharapkan pada percobaan ini adalah pulsa listrik dengan frekuensi 20Hz, dan lebar pulsa 200 μS serta memiliki tegangan hingga mencapai 100 Volt.

4.1.1 Pengujian Rangkaian *Non-isolated Boost Converter*

Untuk melakukan pengujian pada *boost converter*, digunakan mikrokontroler STM32F103C8T6 untuk membangkitkan sinyal PWM1. Besarnya *switching frequency* yang digunakan pada rangkaian ini adalah 9 KHz– 23 KHz dengan besar *duty cycle* dari 0 – 100%. Untuk merubah nilai frekuensi yang dihasilkan oleh mikrokontroler, dibutuhkan persamaan pada proses pemrograman yang telah diberikan dari *datasheet.* Seperti yang telah diketahui, nilai tegangan berbanding lurus dengan besarnya *duty cycle*. Maka dari itu, dilakukan perubahan pada *duty cycle* untuk melihat hasil keluaran dari rangkaian *boost converter*. Pada saat pengambilan data rangkaian *boost converter*, digunakan voltmeter yang ditempatkan pada kaki kapasitor untuk mendapatkan nilai keluaran rangkaian. Diagram blok untuk melakukan percobaan *boost converter* dapat dilihat pada Gambar 4.1

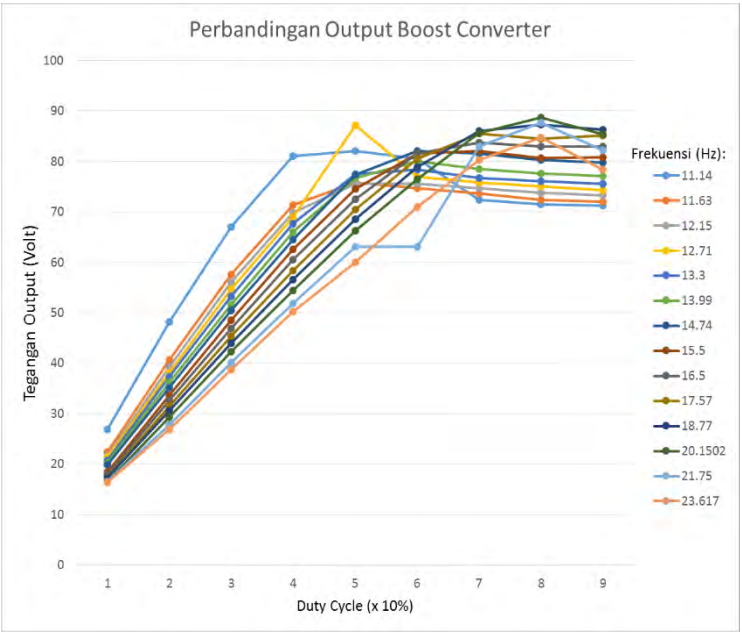


Gambar 4. 1 Diagram blok pengukuran pada rangkaian *boost converter*



Gambar 4. 3 Hasil pembangkit sinyal PWM1 pada 20 KHz dengan *duty cycle* 13% (a) dan *duty cycle* 73% (b)

Percobaan ini dilakukan dengan merubah nilai frekuensi sebesar 1 KHz dari 9 KHz hingga 22 KHz. Nilai *dutycycle* yang digunakan juga akan bervariasi dari 0 hingga 90%, dan dilakukan pengukuran pada setiap kenaikan 10%. Dari Gambar 4.2 dapat dilihat perbedaan *duty cycle* pada



Gambar 4. 2 Perbandingan tegangan keluaran *boost converter* terhadap *duty cycle* pada frekuensi yang berbeda

Tabel 4. 1 Perbandingan tegangan dengan sumber yang berbeda

Duty Cycle (%)	Voutput dengan Power Supply (Volt)	Voutput dengan Baterai Li-Ion (volt)
10	16.53	23.08
20	29.3	32.45
30	42.3	41.81
40	54.4	51.18
50	66.3	60.54
60	76.5	69.91
70	85.6	79.28
80	88.7	88.64
90	85.3	98.01

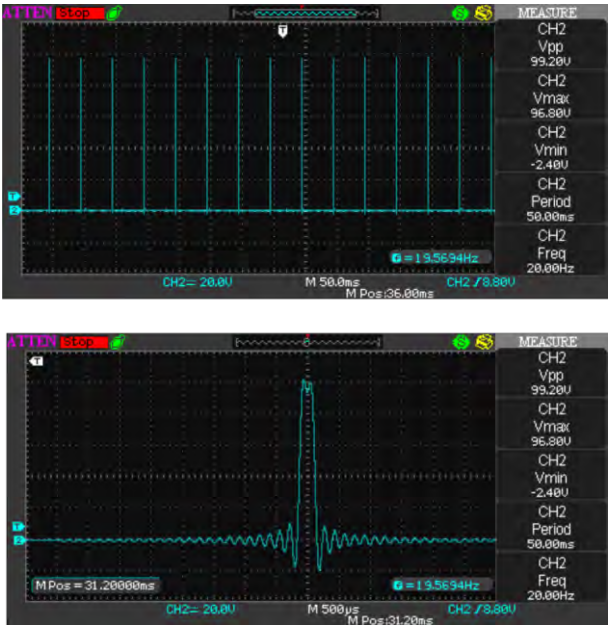
frekuensi 20KHz. Setelah dilihat perubahan dutycycle yang dihasilkannya, maka langkah selanjutnya adalah melakukan pengukuran pada tiap – tiap nilai frekuensi dengan nilai *duty cycle* yang berbeda untuk dilihat hasil keluaran tegangannya. Grafik keluaran *boost converter* dapat dilihat pada Gambar 4.3.

Pada pengambilan data ini, digunakan tegangan dari sebuah *AC to DC power supply*. Dari hasil yang didapatkan, tegangan maksimum dari rangkaian tidak dapat mencapai 100 Volt, dan tegangan tertinggi sebesar 88.7 Volt, yang diperoleh pada saat digunakan frekuensi 20 KHz dan pada saat *duty cycle* sebesar 90%. Selain itu, dengan menggunakan frekuensi tersebut, dapat dilihat bahwa tegangan yang dihasilkan cukup stabil, maka dari itu, frekuensi 20 KHz digunakan sebagai frekuensi PWM untuk membuat tegangan tinggi.

Setelah dilakukan ujicoba alat dan menggunakan 2 buah baterai Li-Ion sebagai sumber perangkat, terlihat bahwa terdapat perbedaan tegangan keluaran seperti yang dituliskan pada Tabel 4.1. Selain dilakukan pengambilan data dengan menggunakan sumber baterai Li-Ion, tegangan maksimum yang dihasilkan oleh rangkaian *boost converter* ini dapat mencapai 98 Volt, sehingga cukup mendekati spesifikasi yang ditentukan untuk membuat rangkaian *electrical stimulator*.

4.1.2 Pembangkit Sinyal 200 µS, 20Hz, 100 V

Pengujian rangkaian pembangkit siyal ini dilakukan dengan menggunakan *oscilloscope* untuk mendapatkan lebar pulsa dan juga



Gambar 4. 4 Pulsa yang dihasilkan. Gambar bawah merupakan pulsa yang dibesarkan

frekuensi. Pengukruan yang dilakukan tanpa diberi beban. Pulsa dengan lebar 200μS dengan frekuensi 20Hz dihasilkan oleh mikrokontroler melalui PWM2. Dalam waktu pengujian, program pada PC diberikan input berupa tegangan maksimum, sehingga mikrokontroler akan memberikan nilai *duty cycle* maksimum dengan harapan dapat memberikan tegangan 100 Volt. Hasil percobaan yang didapatkan pada *oscilloscope* ditunjukan pada Gambar 4.4.

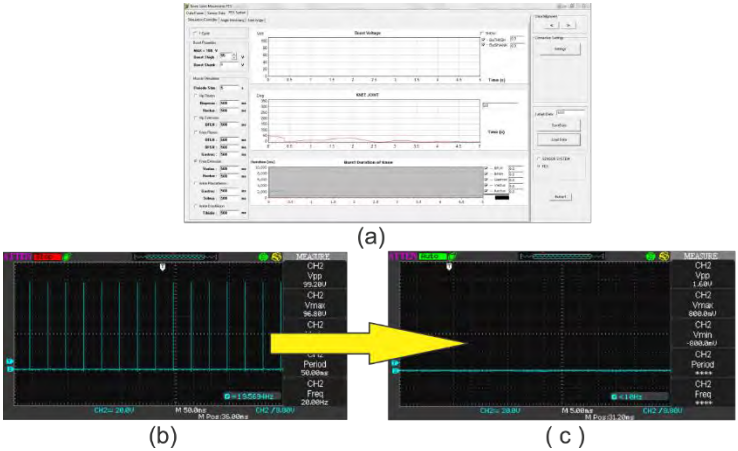
Tegangan yang dihasilkan yang dihasilkan sebesar 96 Volt. Walaupun tidak sesuai spesifikasi yang diinginkan, namun hasil ini telah dapat mendekati hasil yang sebenarnya. Tegangan tinggi keluaran dari *boost converter* akan digunakan sebagai kaki emitor dari transistor PNP, seperti yang telah dijelaskan pada BAB3. Lebar pulsa yang dihasilkan tidak tertulis 50mS, namun ketika skala waktu osiloskop diperkecil, maka lebar pulsa akan menunjukan 200 μS. Adanya perbedaan tersebut disebabkan oleh adanya *error* pengukuran. Dengan hasil yang telah didapat, maka dapat dikatakan bahwa tegangan keluaran dari rangkaian

pulsa ini sudah sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Hasil keluaran dari rangkaian ini kemudian akan menjadi input untuk rangkaian *driver* yang akan dibahas di subbab selanjutnya.

4.1.3 Driver Channel

Rangkaian ini berfungsi sebagai rangkaian *switching* untuk menentukan *channel* yang mana yang menyala. Rangkaian ini akan meneruskan sinyal yang dihasilkan oleh rangkaian pembangkit 20Hz, 200μS dengan amplitudo maksimum 100 Volt. Sinyal tersebut akan diteruskan dari pin PG seperti pada Gambar, sedangkan pin CH1 akan diteruskan dari mikrokontroler yang dikendalikan oleh program PC. Hasil keluaran yang dihasilkan oleh rangkaian ini adalah stimulus yang diberikan pada subyek.

Pada saat dilakukan ujicoba, output pada rangkaian ini ditampilkan oleh *oscilloscope*. Pada *oscilloscope* dapat terlihat jelas bahwa durasi yang dihasilkan dari hasil stimulus akan sama dengan apa yang di inginkan pada program PC. Stimulus yang dihasilkan juga memiliki spesifikasi yang sama dengan hasil keluaran pada rangkaian pembangkit sinyal. Setelah 500mS, maka mikrokontroler akan mematikan *channel* tersebut dan hasil keluarannya akan menjadi 0.



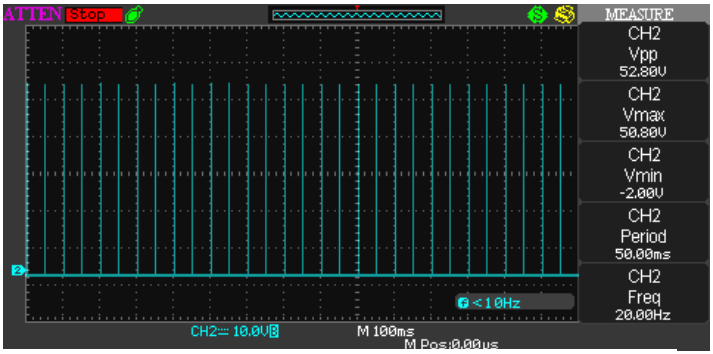
Gambar 4. 5 Cara kerja rangkaian *driver channel.* Gambar (a) menunjukan channel mana yang mau dipakai. Gambar (b) menunjukan hasil pada *oscilloscope* ketika on, dan gambar (c) menunjukan hasil ketika rangkaian off

Setelah mengetahui bahwa program PC dan *hardware* dapat berjalan sesuai teori, dilakukan ujicoba keluaran arus yang dihasilkan oleh rangkaian *driver channel*. Untuk melakukan ujicoba, digunakan beberapa resistor yaitu 330 Ω, 1000 Ω, 4700 Ω, 10000 Ω dan 100000 Ω. Resistansi maksimum yang digunakan adalah 100.000 Ω dikarenakan nilai tersebut adalah nilai rata – rata nilai resistansi pada kulit manusia. Dengan melakukan ujicoba keluaran arus pada rangkaian ini, maka dapat diketahui apabila rangkaian ini dapat digunakan pada subyek atau tidak.

Dalam melakukan ujicoba, resistor ditempatkan pada kaki keluaran rangkaian *driver*. Pengukuran arus dilakukan dengan cara mengukur *voltase* keluaran pada *oscilloscope* dan dilakukan perhitungan arus untuk mengetahui arus yang dihasilkan pada resistansi yang bermacam – macam. Dapat dilihat pada hasil percobaan Tabel 4.2, rangkaian mampu menghasilkan arus dari 0 – 60mA. Arus yang dihasilkan oleh rangkaian tidak dalam bentuk DC, namun seperti yang terlihat pada Gambar 4.6, yaitu berupa pulsa kotak. Hasil pengukuran tersebut dapat dikatakan sesuai dengan hasil desain, yaitu dengan arus maksimum 100mA. Maka dari itu, rangkaian ini dapat digunakan sebagai rangkaian *switching* dan siap untuk dilakukan uji – coba pada subyek.

Tabel 4. 2 Hasil pengujian arus *output*

No	Resistansi (Ω)	Tegangan (V)	Arus (mA)
1	330 Ω	20	60.6
2	1000 Ω	40.4	40.4
3	4700 Ω	63	13.4
4	10000 Ω	80	8
5	100000 Ω	98.4	0.984



Gambar 4. 6 Hasil output arus pada rangkaian driver channel

4.1.4 Uji Coba Respon Subyek

Uji coba pada subyek dilakukan dengan menempatkan elektroda pada lokasi otot *biceps femoris long head* (BFLH yang berada di bagian *posterior* kaki, seperti di Gambar 4.7. Pelaksanaan uji coba ini dimaksudkan untuk melihat respon yang dihasilkan oleh masing – masing subyek. Pada percobaan ini dilakukan percobaan pada kaki kanan 3 subyek yang memiliki berat badan, dan tinggi yang berbeda.

Data yang diambil pada saat melakukan proses uji coba respon stimulator ini adalah stimulus minimum yang akan dirasakan subyek sesaat sebelum segmen subyek dapat bergerak, dan stimulus maksimum yang akan dirasakan subyek pada saat subyek melakukan *knee flexion* maksimum.

Hasil yang didapatkan adalah bahwa respon setiap subyek berbeda – beda. Dari ketiga subyek yang digunakan, dapat terlihat bahwa bentuk segmen *thigh* mempengaruhi peletakan elektroda, dimana letak otot BFLH juga mengikuti bentuk segmen *thigh* setiap orang. Selain itu, berat badan juga mempengaruhi hasil respon. Subyek yang memiliki berat badan yang lebih berat membutuhkan stimulus yang lebih besar dibandingkan subyek dengan berat badan ringan.

Gambar 4. 7 Peletakan Elektroda untuk uji coba respon subyek

Tabel 4. 3 Tabel perbandingan respon stimulus pada subyek

Subyek	Berat Badan	Stimulus Minimum	Stimulus Maximum
A	80	51	60
B	60	35	50
C	83	60	90

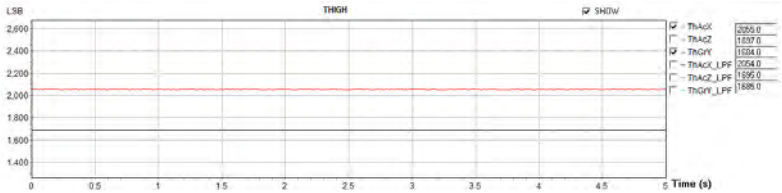
Hasil percobaan dapat dilihat pada Tabel 4.3. Subyek A dan C memiliki berat badan yang cukup tinggi. Selain itu, bentuk segmen *thigh* yang dimiliki kedua subyek juga lebih lebar dibandingkan dengan subyek B. Dari hasil percobaan ini dapat disimpulkan bahwa subyek dengan berat yang cukup tinggi membutuhkan stimulus yang lebih besar.

4.2 Uji Coba Sensor

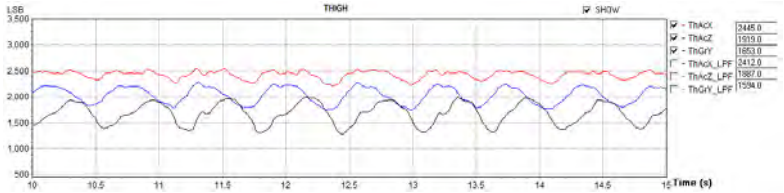
Setelah dilakukan uji coba pada rangkaian *electrical stimulator*, maka dilakukan pengujian sistem sensor *accelerometer* dan *gyroscope* yang ditempatkan pada kedua modul *master* dan *slave* pada segmen *thigh* dan *shank*.

4.2.1 Pengujian Respon Sensor *Accelerometer* dan *Gyroscope*

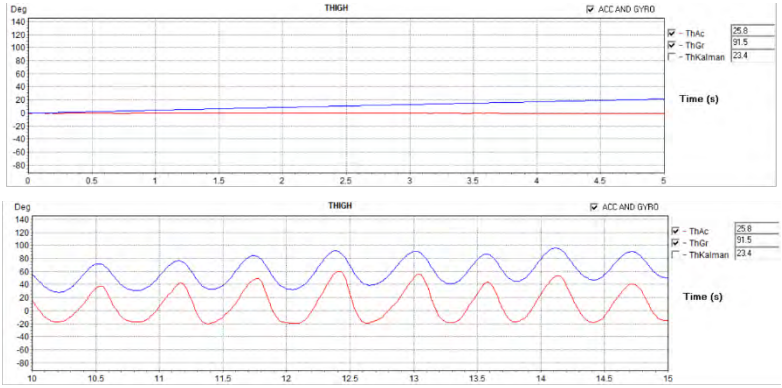
Untuk melakukan pengujian respon sensor, maka akan dilakukan pengukuran pada saat sensor diletakan pada permukaan yang rata seperti pada Gambar 4.8 dan dilakukan pengukuran dengan cara menggerakkan modul sensor seperti Gambar 4.9. Pada saat sensor diletakan pada permukaan yang rata, dapat terlihat bahwa pembacaan hasil ADC pada sensor *gyroscope* tidak memiliki banyak *noise*, sedangkan hasil ADC pada sensor *accelerometer* memiliki banyak noise. Setelah dilakukan pembacaan pada bidang yang rata, dilakukan juga pembacaan sensor



Gambar 4. 8 Pembacaan ADC pada *accelerometer* sumbu X (Merah) dan *gyroscope* (hitam)



Gambar 4. 10 Hasil ADC value ketika sensor digerakkan



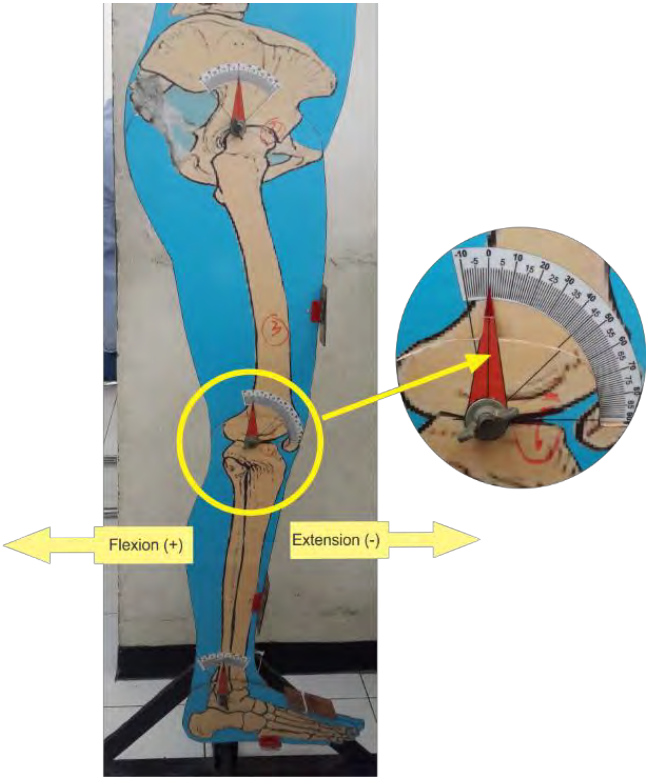
Gambar 4. 9 Hasil pembacaan sudut *tilt* pada saat diam (atas) dan bergerak (bawah). Garis biru adalah *gyroscope* dan garis merah adalah *accelerometer*

dengan menggerakkan sensor. Grafik yang ditunjukan pada Gambar 4.8 juga sama dengan Gambar 4.9, dimana hasil *accelerometer* memiliki *noise* yang lebih banyak dibandingkan dengan *gyroscope.*Hal ini sesuai dengan teori yang tertera pada Bab 3 yang menunjukan bahwa sensor *gyroscope* lebih stabil dalam hal penampilan data.

Namun, seperti yang terlihat pada Gambar 4.10, ketika dilihat pada pembacaan *tilt* pada sudut 0° terdapat *bias error* yang terjadi pada hasil *gyroscope*. Sedangkan nilai *accelerometer* tidak mengalaminya. Ketika sensor digerakkan, kedua hasil pembacaan sensor akan menghasilkan gerakan yang sama, namun sensor *gyroscope* akan tetap terdapat *bias error* yang menyebabkan adanya *drifting.* Berdasarkan hal tersebut, maka digunakan penggabungan sensor agar hasil yang didapatkan menjadi lebih baik lagi.

4.2.2 Pengukuran *Knee Joint Angle* dengan Model Kaki Buatan

Uji coba ini dilakukan untuk mengetahui tingkat akurasi hasil pengukuran sudut dengan menggunakan sensor *accelerometer* dibandingkan dengan model kaki 1:1 yang telah ditambahkan *goniometer* sebagai perbandingan. Model kaki yang digunakan ditunjukan pada Gambar 4.11. *Range* sudut yang akan dihasilkan oleh pergerakan *knee joint* berkisar dari - 10° hingga 90°. Pengambilan data dilakukan dengan menggerakkan kaki statis sebesar 5° dari sudut minimum hingga sudut maksimum.



Gambar 4. 11 Model kaki statis yang digunakan

Hasil pembacaan yang didapatkan dapat dilihat pada Tabel 4.4. Dari hasil percobaan, dapat dilihat bahwa hasil pembacaan terdapat error yang tidak terlalu besar, dimana error yang terbesar adalah 1.3° dan yang terkecil adalah ± 0.2°. Setelah mendapatkan keseluruhan data, dilakukan perhitungan nilai *Root Mean Square Error* (RMSE) pada sudut yang diukur untuk mengetahui rata – rata kesalahannya.

Tabel 4. 4 Hasil pembacaan sudut oleh *accelerometer*

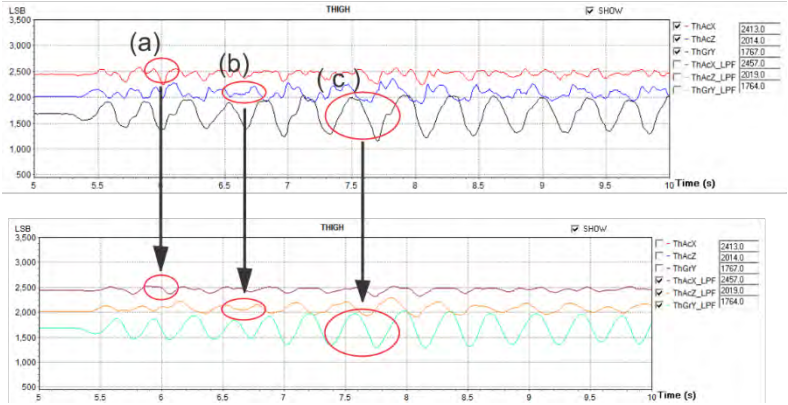
No	Sudut Sebenarnya	Sudut Pembacaan	Nilai Error
1	-10°	-9.7°	-0.3
2	-5°	-5.9°	0.9
3	0°	-0.2°	0.2
4	5°	5.3°	-0.3
5	10°	9.2°	0.8
6	15°	14.5°	0.5
7	20°	19.5°	0.5
8	25°	24.8°	0.2
9	30°	28.7°	1.3
10	35°	34°	1
11	40°	39.7°	0.3
12	45°	45.2°	-0.2
13	50°	48.6°	1.4
14	55°	54.6°	0.4
15	60°	59.8°	0.2
16	65°	64.2°	0.8
17	70°	69.5°	0.5
18	75°	74.2°	0.8
19	80°	78.9°	1.1
20	85°	84.2°	0.8
21	90°	89.6°	0.4

Dari perhitungan RMSE, didapatkan nilai rata – rata error untuk pengukuran *knee joint angle* sebesar 0.714 °. Nilai error yang didapatkan bervariasi dari setiap sudut, seperti yang dapat dilihat pada Tabel 4.4, nilai error ±1 didapatkan pada saat 30°, 35 °, 50°, dan 80°. Sedangkan nilai error terkecil didapatkan pada saat 0°, 45° dan 60°. Dengan hasil yang didapat tersebut, maka sensor dapat dikatakan siap untuk digunakan pada subyek sebagai *feedback* sistem kontrol.

4.2.3 Pengaruh Filter Digital pada Keluaran Sensor

Pada pengujian ini bertujuan untuk melihat pengaruh *pre-processing* pada hasil keluaran sensor. Pada bagian ini, akan dilakukan pengetesan pada hasil keluaran nilai sensor setelah diberikan filter digital *Butterworth* LPF orde 2 dengan frekuensi *cutoff* 4 Hz.

Dilakukan pengukuran hasil ADC sensor – sensor seperti pada Gambar 4.12. Hasil yang ditunjukan pada grafik keluaran menunjukan bahwa nilai *noise* dan juga *ripple* yang dihasilkan oleh *gyroscope* dan *accelerometer* dapat dihilangkan setelah dilewatkan filter, dan dapat menghasilkan suatu bentuk sudut yang lebih halus lagi seperti yang dilihat pada Gambar 4.11. Pengukuran dilakukan dengan cara menggerakkan sensor sesuai dengan vektor geraknya sehingga dihasilkan grafik yang menyerupai gelombang. Setelah dilewatkan *pre-processing* maka sinyal yang sudah bersih dapat diproses oleh *kalman filter*.

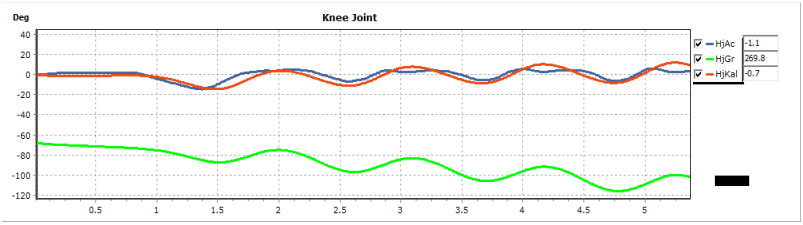


Gambar 4. 12 Perbandingan hasil keluaran LPF digital. Foto atas menunjukan hasil RAW, foto bawah menunjukan hasil LPF: (a) *Accelerometer* X (b) *Accelerometer* Z (c) *Gyroscope*

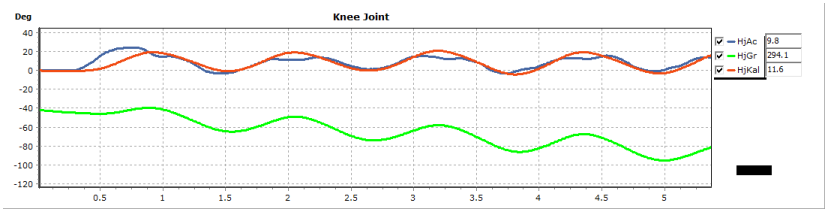
4.2.4 Hasil Pengukuran Sudut *Tilt* dengan *Sensor Fusion* dan *Kalman Filter*

Kalman filter digunakan untuk menggabungkan hasil pengukuran sudut *tilt* pada *accelerometer* dan *gyroscope.* Hal ini dikarenakan hasil pengukuran sudut dengan *accelerometer* masih terganggu oleh getaran yang diakibatkan pada saat pergerakan segmen *thigh – shank* bergerak. Sedangkan hasil yang dikeluarkan oleh *gyroscope* lebih menunjukan hasil sudut yang lebih baik, namun hasilnya cenderung melayang. Hasil dari kedua pembacaan ini dapat dilihat pada Gambar 4.13 dan Gambar 4.14.

Percobaan ini dilakukan dengan menempatkan modul *master* pada segmen *thigh* dan modul *slave* pada segmen *shank* dari model statis 1:1.. Hasil kedua pembacaan tersebut kemudian digabungkan untuk melihat hasil persendian *knee joint angle.* Dari percobaan tersebut dapat disimpulkan bahwa hasil pengukuran sudut *tilt* dari *kalman filter* memiliki pola yang sama dengan sensor *gyroscope*, namun memiliki hasil *offset* yang sama dengan hasil *accelerometer.* Selain itu, dengan menggunakan *kalman filter,* perhitungan *error* dapat di perlihatkan dengan baik.



Gambar 4. 14 Hasil pembacaan saat subyek dalam posisi duduk selama 5 detik.

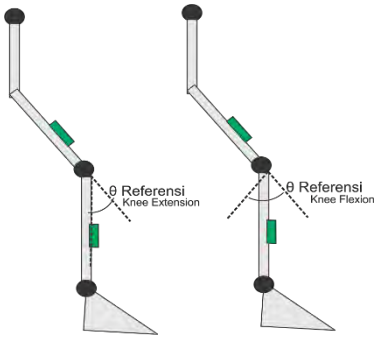


Gambar 4. 13 Hasil pembacaan saat subyek dalam posisi berdiri selama 5 detik.

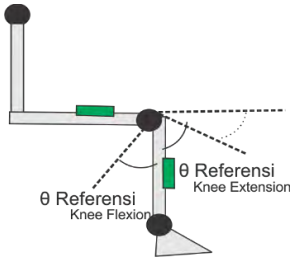
4.3 Uji Coba Kontroler

Pada pengerjaan Tugas Akhir ini, kontroler yang digunakan untuk sistem kendali *cycle-to-cycle control* adalah sistem kontrol *fuzzy system*. Dalam realisasinya, digunakan 2 tipe *fuzzy system*, yaitu sistem *Single Input Single Output* (SISO) dan sistem *Multiple Input Single Output* (MISO). Uji coba kedua kontroler ini menggunakan kaki statis 1:1 dengan mensimulasikan gerakan *knee flexion* dan *knee extension*.

Ketika dilakukan ujicoba, maka sebagai *feedback* dibutuhkan nilai *error* seperti yang telah dijelaskan pada Bab 3 sebelumnya. Sudut *error* ini didapatkan dari hasil pengurangan sudut referensi dan sudut yang telah didapatkan. Untuk lebih jelas lagi, perhatikan Gambar 4.20. Seperti yang terlihat pada gambar, penentuan sudut referensi akan membingungkan pada saat kaki statis tidak ditempatkan seperti pada Gambar 4.15. Maka dari itu, pada program ditambahkan pemrosesan nilai *error* yang berbeda sehingga nilai sudut referensi akan bergeser sesuai dengan kondisi subyek menempatkan kakinya seperti yang dilihat pada Gambar 4.16



Gambar 4. 15 Sudut Referensi pada *knee extension* dan *knee flexion*

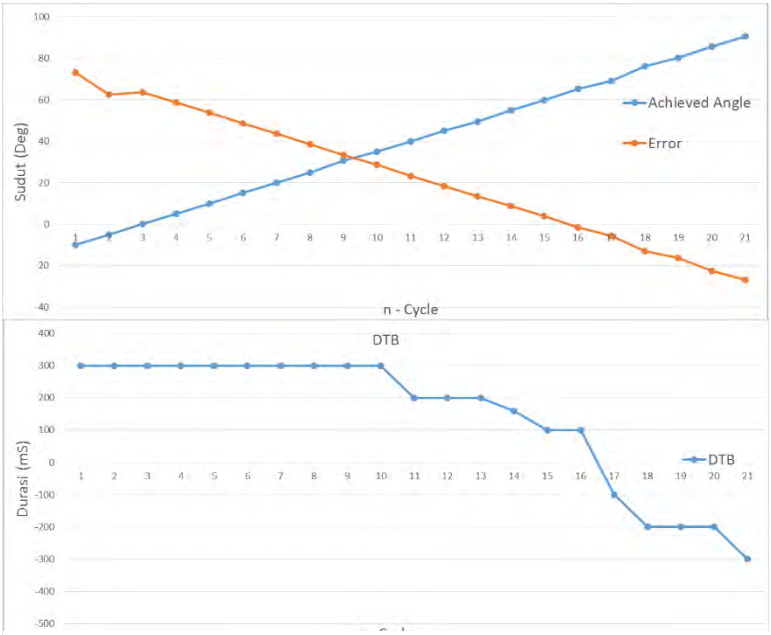


Gambar 4. 16 Lokasi sudut referensi ketika subyek duduk

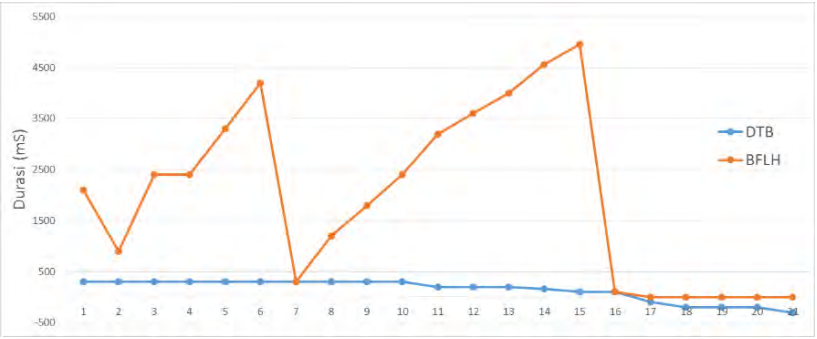
4.3.1 Kontroler *Fuzzy Single Input Single Output* (SISO)

Sistem kendali SISO ini digunakan untuk mode *knee flexion* dengan sudut referensi sebesar 69°. Nilai *input* yang digunakan pada sistem ini adalah nilai *error*-nya saja, yang kemudian akan diproses dan mengeluarkan nilai ΔTB untuk didapatkan *burst duration* pada rangkaian *stimulator*. Pertama – tama, sistem akan menghitung nilai *error* yang dihasilkan oleh kaki sintetis. Setelah mendapatkan nilai *error*, maka program akan mengikuti *fuzzy rule set* yang ditunjukkan pada Bab 3 untuk menentukan nilai keluarannya.

Hasil percobaan digambarkan pada Gambar 4.17 yang menampilkan nilai sudut yang tercapai (*achieved angle*), *error* dan ΔTB yang dihasilkan. Pada saat dilakukan percobaan, kaki sintetis digerakkan dari sudut 0° dan dilanjutkan dari sudut -10° hingga sudut 90°. Sistem kontrol ini akan mulai menghitung dan menentukan nilai ΔTB pada siklus (*cycle*)



Gambar 4. 17 Grafik perbandingan nilai *error, ΔTB* dan sudut yang tercapai (*achieved angle*)



Gambar 4. 18 Grafik perbandingan nilai ΔTB dengan *burst duration* pada pin BFLH

yang berikutnya, sesuai dengan periode stimulus yang telah ditentukan. Pada percobaan, periode stimulus yang diberikan adalah sebesar 5 detik. Durasi pulsa yang diberikan disalurkan melalui pin BFLH (*biceps femoris long head*) yang diatur menjadi 0 mS pada saat pertama. Dari Gambar 4.17, dapat dilihat bahwa nilai ΔTB naik dari 0 menjadi 300. Hal ini menunjukan bahwa sistem kontrol menampilkan hasil setelah mendapatkan siklus yang sudah ada sebelumnya (*previous cycle*).

Setelah dilakukan perhitungan secara manual, sistem kontrol yang telah dibuat ini sudah dapat mengkalkulasi dengan benar, sehingga hasil keluaran ΔTB yang dihasilkan akan naik apabila nilai *error* yang didapatkan masih menjauhi dari hasil sudut referensi, dan nilai ΔTB akan turun apabila nilai *error* yang didapatkan sudah dekat atau melebihi. Hal ini dapat dilihat dengan jelas pada saat data ke-16. Pada saat itu, nilai *error* yang didapatkan sebesar 0°, maka dari itu nilai ΔTB akan berkurang untuk mengurangi durasi pulsa yang dihasilkan. Grafik perbandingan nilai ΔTB dengan durasi pulsa pada pin output BFLH dapat dilihat pada Gambar 4.18.

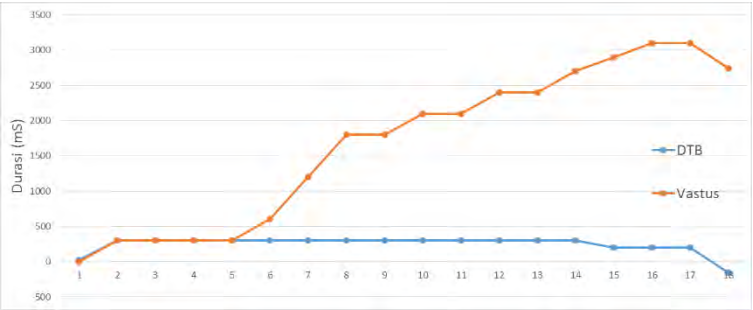
Pada Gambar 4.18, dapat terlihat dengan jelas bahwa durasi pada pin BFLH akan terus naik dikarenakan nilai ΔTB menunjukan nilai – 300. Namun, ketika durasi BFLH sudah mendekati 5000mS, secara otomatis durasinya akan berkurang menjadi 0 kembali, karena periode stimulus yang digunakan hanya sebesar 5 S. Setelah durasi BFLH menjadi 0, dan karena nilai ΔTB masih menunjukan nilai -300, maka *burst duration* pada kaki BFLH akan tetap bertambah dan akan berkurang ketika nilai *error* sudah bernilai 0 dan nilai ΔTB menjadi negatif. Hasil ini menunjukan

bahwa sistem kendali SISO untuk pergerakan *knee flexion* sudah dapat dilakukan pada subyek normal.

4.3.2 Kontroler *Fuzzy Multiple Input Single Output* (MISO)

Sesuai namanya, sistem kendali MISO menggunakan 2 nilai *input* sebagai referensi hasil *output.* Sistem kendali ini digunakan untuk pergerakkan *knee extension*, dimana sudut referensinya adalah sebesar 15°. Sistem ini sebenarnya menyerupai sistem kendali SISO, namun referensi *input* yang digunakan adalah nilai *error* dan nilai *desired range*. Nilai *desired range* didapatkan dari trayektori yang akan ditempuh oleh segmen ketika akan distimulus. Seperti pada kontroler SISO, sistem ini menggunakan *fuzzy rule set* sebagai acuan untuk menentukan nilai ΔTB. Penentuan *fuzzy rule set* dapat dilihat pada Bab 3 dan hasil percobaan pada Gambar 4.19.

Gambar 4. 19 Grafik perbandingan untuk input membership function dan output membership function.



Gambar 4. 20 Grafik perbandingan nilai ΔTB dengan durasi pada *rectus*

Pada saat dijalankan, program pada sistem kontrol MISO ini akan mengendalikan keluaran yang dihasilkan pada pin *rectus*, sebagai otot yang bertanggung jawab untuk menggerakkan *knee extension*. Untuk mengetahui apakah sistem kontrol sudah dapat berjalan atau belum, maka dilakukan pengambilan data untuk sudut yang dicapai (*achieved angle*), sudut *error*, *desired range* dan hasil ΔTB. Nilai dari *error* dan *desired range* adalah nilai untuk *input membership function*, sedangkan nilai ΔTB adalah *output membership function*

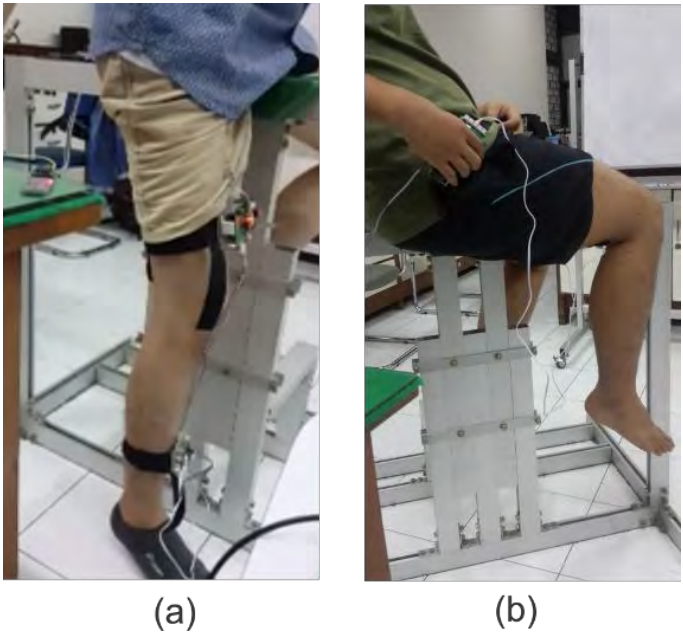
Seperti yang dapat dilihat, ketika sudut yang dicapai (*achieved angle*) sudah mendekati sudut referensi, maka nilai *error* yang didapatkan akan berkurang. Hal yang serupa dapat terlihat pada nilai *desired range.* Nilai tersebut akan terus berkurang apabila sudut yang tercapai sudah semakin mendekati sudut referensi. Hasil yang dikeluarkan oleh sistem ini adalah nilai ΔTB, yang akan terus menambahkan durasi stimulasi (*burst duration*) pada program. Namun, apabila sudut yang tercapai sudah mendekati sudut referensi, dan nilai *error* dan nilai *desired range* mengecil, maka nilai pada ΔTB akan menjadi negatif. Hal ini digunakan untuk mengurangi durasi stimulus yang dikeluarkan pada pin *rectus* pada saat dilakukan sesi terapi.

Pada pengujian ini, digunakan periode stimulus sebesar 5 detik, dan durasi setiap pin diatur menjadi 0 mS, sehingga program dapat dengan sendirinya mengatur berapa lama durasi yang diperlukan oleh pasien. Grafik perbandingan antara nilai ΔTB dengan durasi pada pin *rectus* dapat dilihat pada Gambar 4.20. Pada Gambar 4.18 dapat terlihat jelas bahwa durasi yang dihasilkan pada *rectus* akan terus bertambah, hingga akhirnya pada detik ke 59.5 mulai berkurang. Hal ini dikarenakan sudut yang tercapai sudah mendekati sudut referensi. Hasil yang ditunjukkan pada

kedua Gambar 4.19 dan Gambar 4.20 dapat menunjukan bahwa sistem kontrol MISO sudah berjalan dengan baik, dan dapat dilakukan ujicoba pada subyek manusia.

4.4 Uji Coba *Functional Electrical Stimulation System* pada Subyek Normal

Setelah dilakukan serangkaian ujicoba dimulai dari rangkaian *electrical stimulator,* sensor dan juga kontroler yang digunakan, maka dilakukan uji coba FES pada subyek manusia. Pengujian ini akan dibagi menjadi 3 bagian yaitu uji coba *software user interface*, uji coba *knee extension* dan uji coba *knee flexion*. Pelaksanaan uji coba pada subyek normal tentunya setelah mendapatkan persetujuan dari subyek itu sendiri. Dalam melakukan pengujian, subyek akan diposisikan dalam 2 kondisi, yaitu kondisi berdiri (*standing position*) dan kondisi duduk (*sitting position*). Kaki subyek akan tetap bebas bergerak dalam kedua kondisi tersebut seperti pada Gambar 4.21.

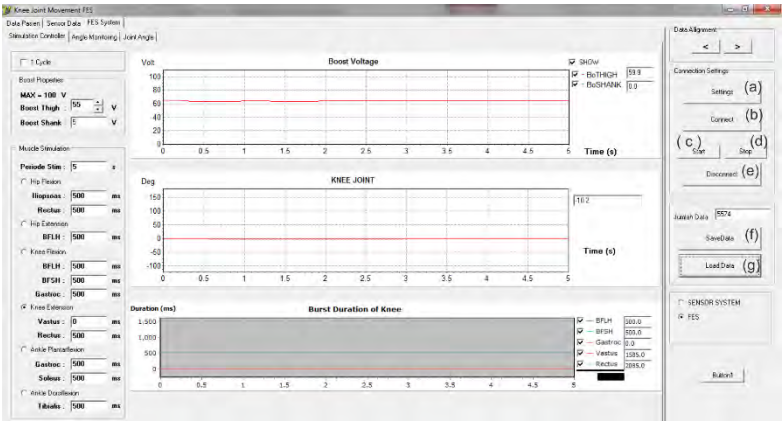


Gambar 4. 21 Posisi berdiri (a) dan posisi duduk (b)

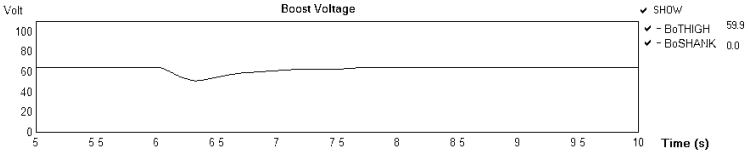
4.4.1 Uji Coba *Software User Interface*

Dengan adanya *software user interface* ini, maka pengguna akan dengan mudah melakukan monitoring tegangan keluaran, dan juga sudut – sudut yang dihasilkan pada sistem FES ini. Pada saat akan dimulai proses stimulasi, maka pengguna harus meng-klik tombol *settings* terlebih dahulu untuk menghubungkan perangkat *hardware* dengan *software* melalui *Bluetooth*. Setelah itu, tombol FES juga harus diklik untuk melakukan stimulasi. Ketika semuanya sudah disetting, maka pengguna dapat langsung meng-klik tombol *start* untuk memulai stimulasi atau *stop* untuk memberhentikan. Ketika pengguna akan mematikan *hardware*, maka harus meng-klik tombol *disconnect*. Selain itu, terdapat tombol *save* dan *load* untuk menyimpan data dalam bentuk *.txt. Tampilan lengkap pada halaman kontrol untuk FES ada pada Gambar 4.22.

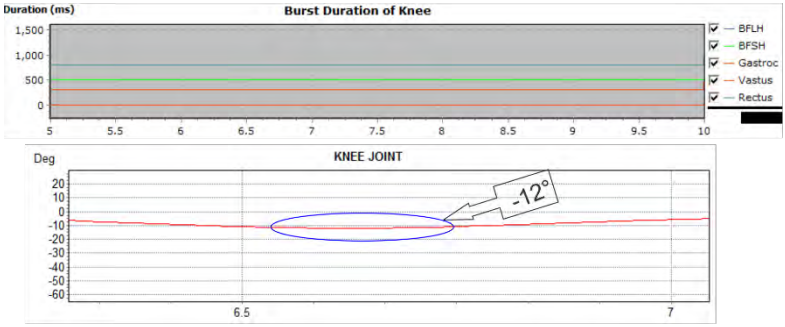
Tampilan pada Gambar 4.22 adalah halaman tampilan untuk setting awal, dimana pengguna dapat mengatur tegangan yang diinginkan pada kolom *boost thigh* dari 0 – 100 Volt. Selain itu, pengguna juga dapat mengatur durasi stimulus setiap *cycle* dan juga lama durasi awal pada setiap *pinout* – nya. Pada halaman ini, grafik *Boost Voltage* digunakan untuk melakukan *monitoring* terhadap tegangan yang dihasilkan pada rangkaian stimulator. Grafik kedua, yaitu grafik *knee joint* digunakan untuk melihat posisi sudut kaki yang sedang distimulasi, sedangkan tabel



Gambar 4. 22 Tampilan program *user interface*. (a) Tombol Settings, (b) Tombol koneksi dengan *hardware,* (c) Tombol memulai program, (d) Tombol stop, (e) Tombol memutus hubungan dengan *hardware*, (f) Tombol untuk menyimpan data dan (g) Tombol untuk memuat data



Gambar 4. 24 Grafik *boost thigh* ketika stimulasi



Gambar 4. 23 Grafik *burst duration* dan grafik sudut *knee joint* pada saat stimulasi

yang terakhir, *burst duration*, adalah tabel untuk melihat berapa durasi yang terjadi pada saat ini.

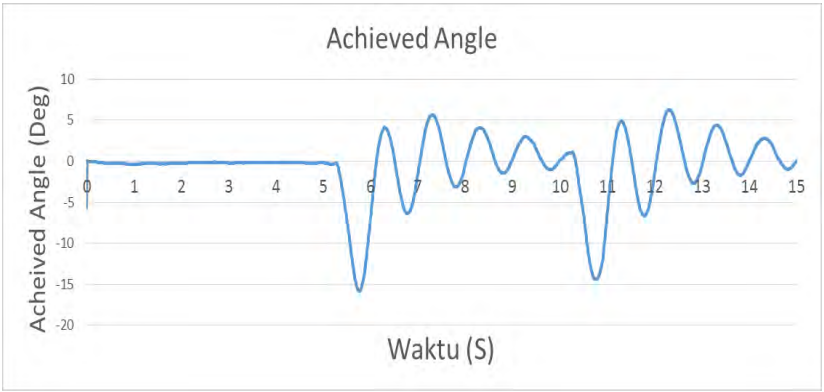
Dengan adanya grafik tersebut, maka seluruh kegiatan monitoring dapat dilakukan. Pada saat percobaan, ketika stimulator dijalankan, dan tegangan pada *boost thigh* diatur menjadi 50 Volt, yang terbaca pada tabel *boost voltage* adalah 59.9 Volt. Selain itu, apa yang terlihat pada grafik adalah terjadinya penurunan nilai pada tabel ketika perangkat sedang melakukan stimulasi seperti yang terlihat pada Gambar 4.23.Dari Gambar 4.21, dapat terlihat pada detik ke 6 hingga detik ke ±6.5, terjadi penurunan amplitudo sebesar 800mS. Hal ini menunjukan bahwa proses stimulasi sedang berjalan selama 800mS. Selain grafik pada *Boost voltage*, lamanya durasi stimulus juga dapat dilihat pada grafik *burst duration* dan sudut yang berubah pada *knee joint* sekitar -12° pada Gambar 4.24.

Pada Tab kedua, terdapat tampilan – tampilan sudut referensi, sudut yang telah didapat, sudut minimum, nilai ΔTB, nilai *error* dan nilai *desired range* untuk keperluan *monitoring*. Pada halaman ini juga terdapat grafik – grafik yang menunjukkan nilai pada *textbox* yang sudah berada pada sebelah kanan.

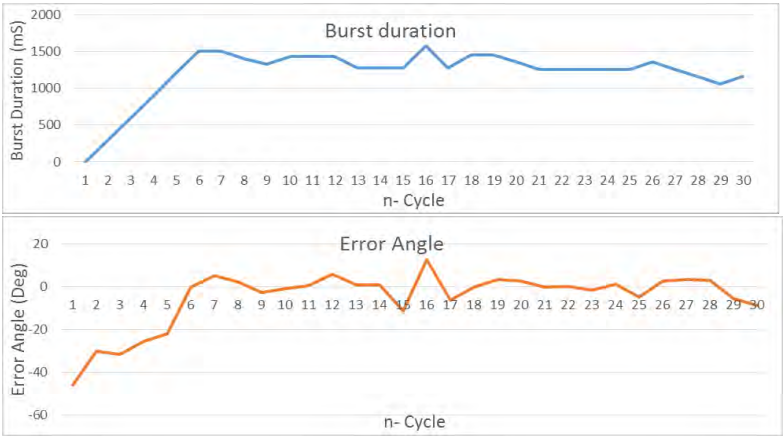
4.4.2 Uji Coba *Knee Extension*

Seperti yang sudah digambarkan pada Gambar 4.21 diatas, pada saat melakukan percobaan ini, subyek akan diambil datanya pada kedua posisi. Untuk pengambilan data *knee extension*, sudut referensi yang digunakan sebagai acuannya adalah 15° dan menggunakan sistem kendali MISO. Percobaan ini akan dilakukan pada 2 subyek dalam posisi duduk dan berdiri seperti yang sudah digambarkan pada Gambar 4.21. Titik otot yang digunakan pada saat dilakukan stimulasi adalah otot *vastus.*

Setiap kali stimulator memberikan stimulus dinamakan sebagai *cycle*. Satu *cycle* terdiri dari satu kali stimulasi dengan durasi yang berbeda – beda. Setiap *cycle* memiliki durasi 5 detik, sehingga setiap *cycle* akan menghasilkan pergerakan *extension* seperti yang ditunjukan pada Gambar 4.24. Pada saat dilakukan stimulasi, subyek diminta untuk tetap diam dan rileks selama 150 detik. Penentuan 150 detik dikarenakan data yang akan diambil untuk dilaporkan adalah sebanyak 30 *cycle.* Karena 1 *cycle* memiliki durasi 5 detik, maka durasi untuk satu kali pengambilan data adalah 150 detik. Dalam durasi tersebut, *burst duration* yang diberikan oleh *stimulator* pada awalnya adalah 0. Perangkat ini akan terus menambahkan *burst duration* selama sudut yang dicapai belum sama dengan sudut referensinya.



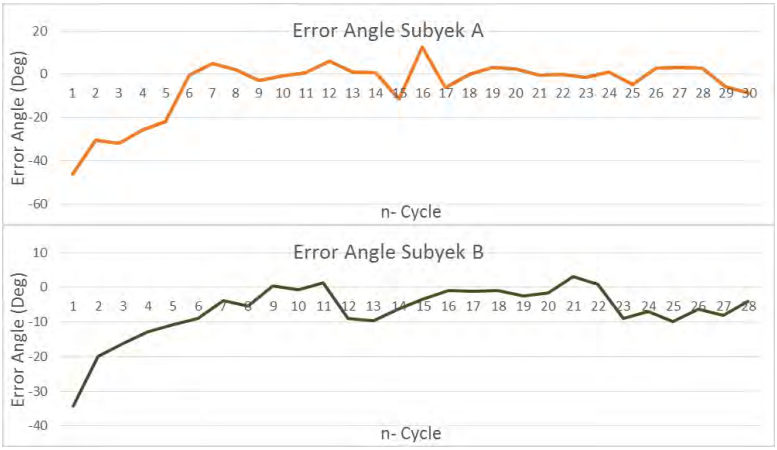
Gambar 4. 25 Hasil pembacaan sudut selama 3 *cycle* pada Subjek A. Stimulasi baru mulai ketika detik ke-5



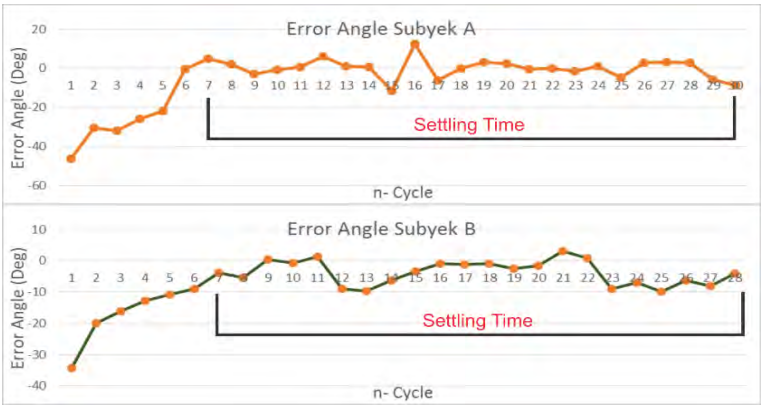
Gambar 4. 26 Perbandingan antara grafik error dan grafik *burst duration* pada saat subyek duduk

Seperti yang terlihat pada Gambar 4.27, *burst duration* akan berbanding lurus dengan nilai *error*. Bisa dilihat ketika pada saat *cycle* ke – 1 menuju ke – 6, nilai *error* yang cukup besar membuat nilai *burst duration* pada otot semakin besar. Namun, ketika sudut yang dicapai sudah melampaui sudut referensi, maka sistem kontroler akan mengurangi nilai *burst duration* sehingga pergerakan *extension* subyek akan berkurang. Hal ini dapat terlihat dengan jelas ketika nilai *burst duration* berkurang, maka nilai *error* juga semakin berkurang.

Dalam pengujian ini, keluaran yang diharapkan adalah pergerakan subyek normal dapat menghasilkan nilai *error* yang mendekati 0, apabila diberikan stimulus ketika kondisi berdiri maupun duduk. Subyek pada saat dilakukan pengambilan data memiliki tinggi yang berbeda namun memiliki berat badan yang menyerupai. Kedua subyek menjalani stimulasi *knee extension* pada posisi duduk sebanyak 2 kali. Subyek A memiliki tinggi badan 170 cm dan subyek B memiliki tinggi badan 183 cm. Kedua subyek memiliki berat badan yang menyerupai, untuk subyek A yaitu 83 Kgsedangkan subyek B 84 Kg. Perbedaan yang mencolok pada kedua subyek ini adalah tegangan yang diperlukan untuk menghasilkan pergerakan *knee joint extension* pada 2 kondisi yang berbeda. Pada subyek A, diperlukan tegangan sebesar 80 Volt untuk melakukan proses



Gambar 4. 28 Hasil nilai *error knee extension* pada saat duduk pada Subyek A (atas) dan Subyek B (bawah)



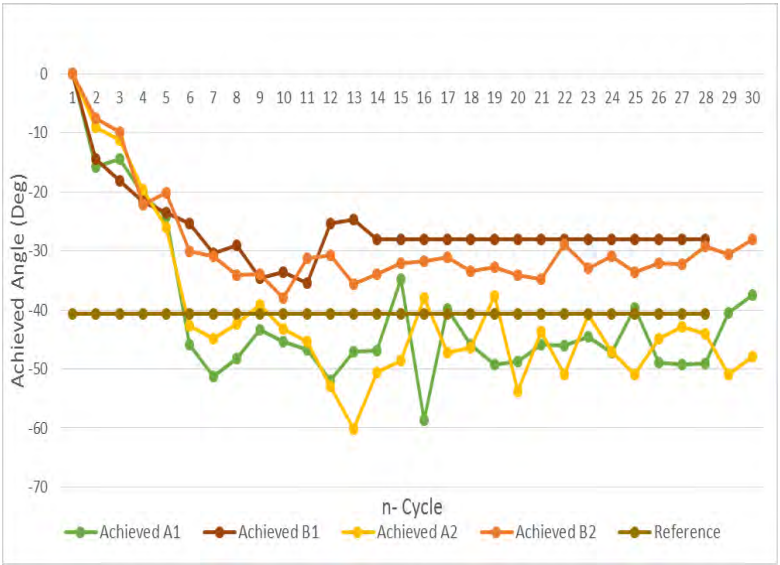
Gambar 4. 27 *Settling time* pada nilai *error* kedua subyek

stimulasi sedangkan subyek B hanya memerlukan 50 Volt untuk melakukan proses stimulasi dengan hasil yang sama. Pada saat kedua subjek distimulasi dengan kondisi duduk, hasil nilai *error* kedua subyek pada saat stimulasi menyerupai. Kedua subyek tetap menunjukan nilai eror yang berfluktuasi, namun tetap berkisar pada kisaran 0° seperti yang terlihat pada Gambar 4.28. Setelah distimulus, nilai *error* pada kedua subyek akan mengalami *settling time,* yaitu kondisi pada saat nilai *error* sudah mendekati 0° dan akan tetap stagnan dalam kondisi tersebut.

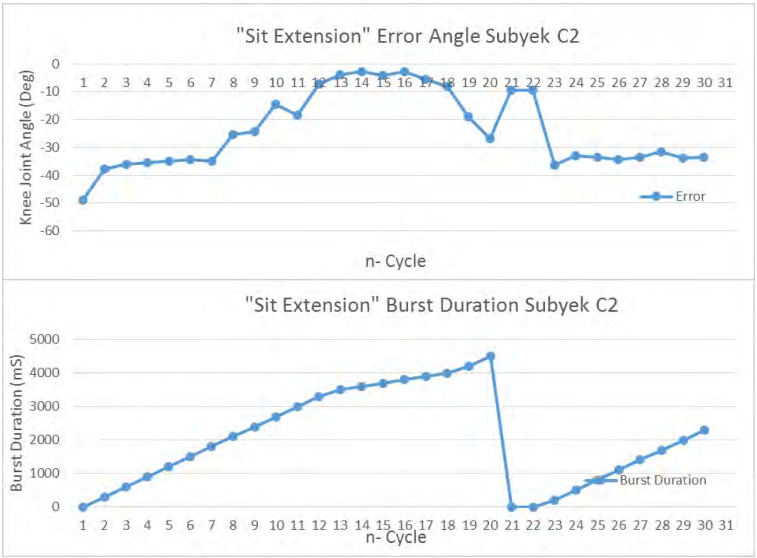
Tabel 4. 5 Rata - rata parameter stimulasi *knee flexion* ketika posisi duduk

Position	Settling Time (Cycles)	Maximum Error (deg)	RMSE
Sit	6.75	11.15	2.345

Melihat pada hasil *error* pada Gambar 4.29, kedua subyek sudah mencapai *settling time* pada *cycle* yang ke 6 untuk Subyek A dan *cycle* ke 7 untuk Subyek B. Pada pengambilan kedua, *settling time* subyek A pada *cycle* ke 6 dan subyek B pada *cycle* ke 8. Setelah melewati pada waktu tersebut, nilai *error* akan tetap berfluktuasi, namun tidak terlalu bergeser jauh. Ketika diperhatikan pada saat nilai *error* sudah berada pada area *settling time, n*ilai *error* maksimum pada subyek A terletak pada *cycle* ke-16 sebesar 12.5°, sedangkan pada subyek B terletak pada *cycle* ke-26 sebesar 9.9°. Pada pengambilan yang kedua, nilai *error* maksimum pada subyek A terletak pada *cycle* ke- 14 sebesar 14.6° sedangkan pada subyek B pada *cycle* ke 27 sebesar 7.6°. Tabel 4.7 menunjukkan hasil rata – rata parameter pada pergerakkan *knee extension* ketika subyek duduk.



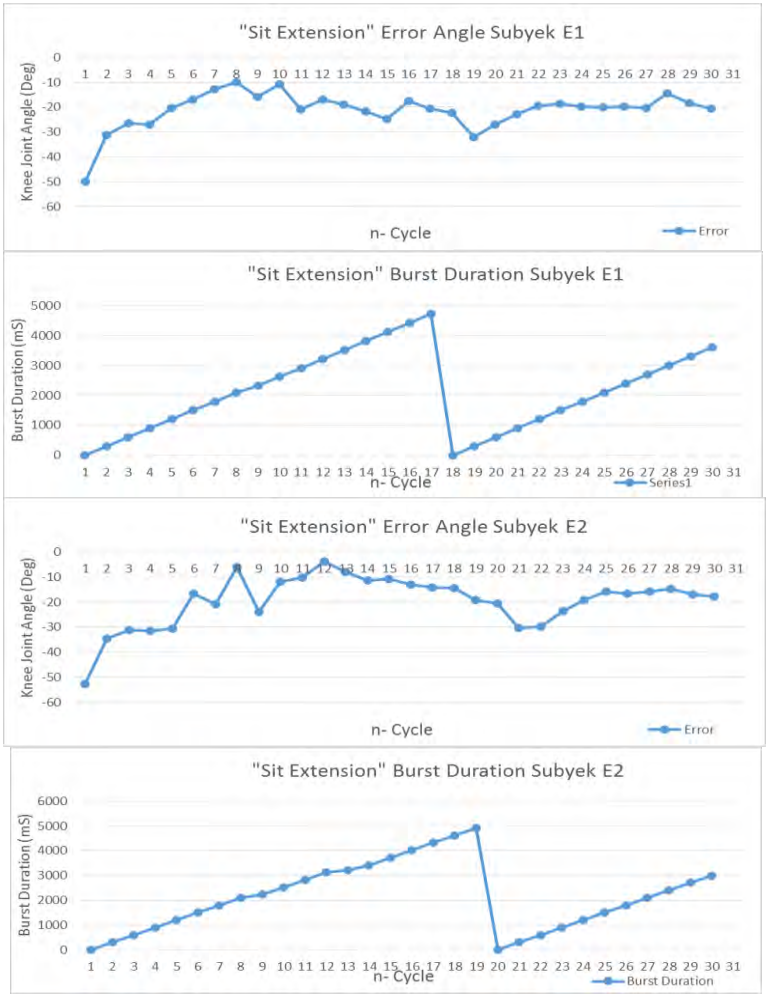
Gambar 4. 29 Perbandingan hasil sudut yang dicapai dalam 4 percobaan *sitting knee extension*



Gambar 4. 30 Perbandingan nilai error terhadap burst duration

Dari total 8 percobaan yang dilakukan pada subyek A hingga H, terdapat sebuah keanomalian ketika percobaan dilakukan pada subyek C. Bila pada umumnya nilai *error* akan terus menuju 0, maka pada subyek C nilai *error* akan kembali menurun menuju awal seperti pada Gambar. Dapat terlihat dengan jelas pada saat *cycle* ke-18, nilai *error* kembali menjauhi nol sedangkan nilai *burst duration* menjadi lebih tinggi dari pada sebelumnya. Hal ini dikarenakan adanya faktor *muscle fatigue* yang disebabkan oleh proses stimulus yang cukup lama terhadap subyek. Data yang tertera pada Gambar 4.30 merupakan tampilan pengambilan kedua pada subyek C.

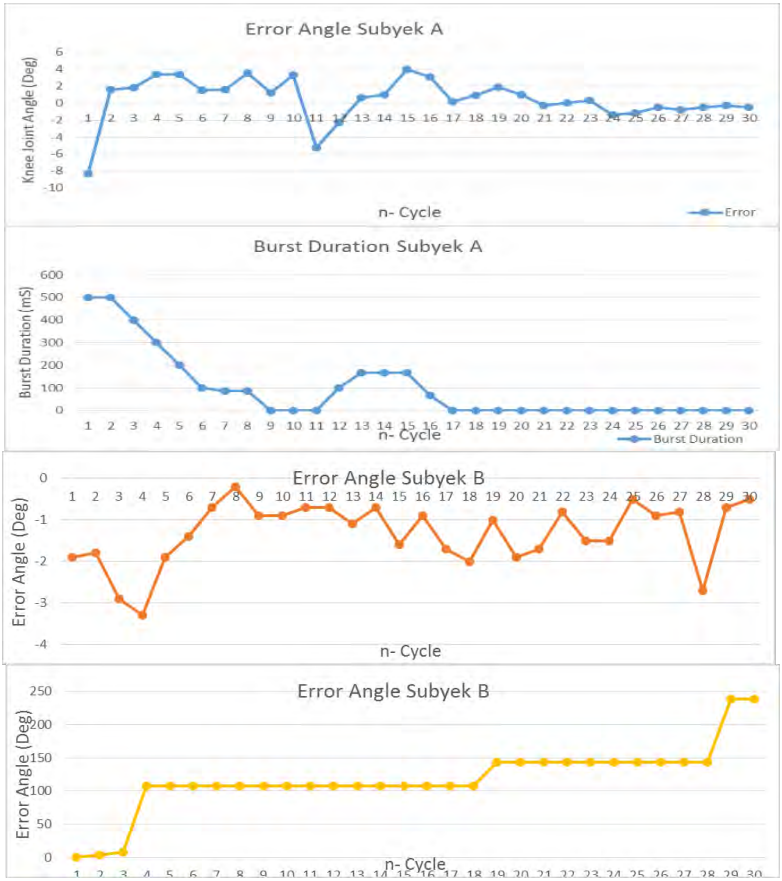
Selain subyek C, pada saat pengambilan data subyek E, subyek merasa tidak nyaman dengan stimulasi yang diberikan yaitu sebesar 50 Volt. Namun, dengan kondisi tersebut, kaki subyek tidak dapat terangkat hingga sudut yang diinginkan. Data yang didapatkan pada hasil percobaan merupakan hasil setelah beberapa kali pengambilan. Hal ini dikarenakan subyek meminta untuk memberhentikan proses stimulasi karena dirasa sangat tidak nyaman. Selain itu, pada hasil pengujian juga terlihat adanya



Gambar 4. 31 Perbandingan nilai *error* dengan *burst duration* pada subyek E ketika pengambilan pertama dan kedua

tanda – tanda *muscle fatigue* yang dapat dilihat pada saat pengambilan subyek E1 pada *cycle* ke-11. Nilai *error* kembali menurun walaupun nilai *burst duration* terus naik. Hasil nilai *error* yang didapatkan pada subyek E dapat dilihat pada Gambar 4.31.

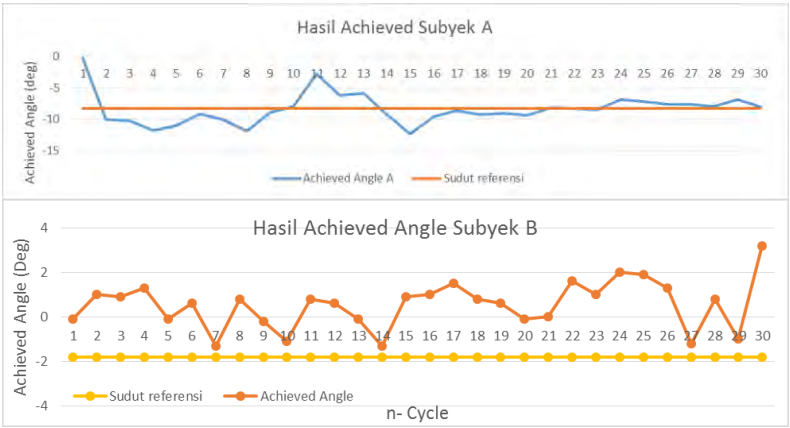
Namun, pada saat kedua subyek dalam kondisi berdiri, hasil *error* pada subyek B menyimpang cukup jauh dibandingkan pada subyek A. Besarnya *burst duration* pada kondisi ini jauh lebih kecil dibandingkan dalam kondisi duduk, dikarenakan pada saat kondisi berdiri, sudut yang harus ditempuh oleh *knee joint* hanya sedikit, maka dari itu *burst duration* hanya ditambahkan sedikit atau bahkan tidak ditambahkan sama sekali pada saat dilakukan stimulasi. Hasil kedua subyek dapat dilihat pada Gambar 4.32.



Gambar 4. 32 Perbandingan nilai *error da*n burst duration pada kedua subjek pada kondisi berdiri

Tabel 4. 6 Parameter error pada *knee extension standing position*

Position	Settling Time (Cycles)	Maximum Error (deg)	RMSE
Stand	5	4	0.386



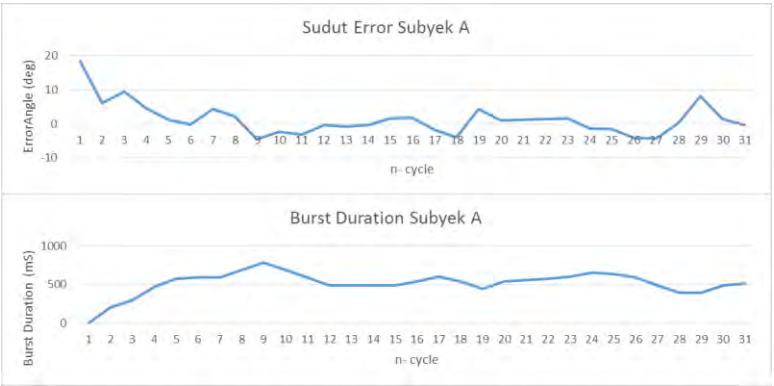
Gambar 4. 33 Perbandingan nilai sudut yang tercapai pada Subyek A dan Subyek B pada kondisi berdiri

Pada percobaan ini, *settling time* pada kedua subyek lebih cepat daripada posisi duduk. Dapat dilihat pada subyek A, *settling time* telah didapat pada saat *cycle* ke-2, sedangkan pada subyek B, didapat pada saat *cycle* ke-8. Nilai error maksimum pada subyek A sebesar -5.3° dan nilai *error maksimum* pada subyek B sebesar -2.7°. Rata – rata nilai parameter pada saat subyek berdiri terdapat pada Tabel 4.8. Hasil dari sudut yang tercapai dapat dilihat pada Gambar 4.33. Keseluruhan hasil dari uji coba *knee extension* dapat dilihat pada lampiran yang tertera.

4.4.3 Uji Coba *Knee Flexion*

Pada uji coba pergerakan *knee flexion*, sudut referensi yang digunakan adalah 69°. Dalam perancangan untuk melakukan pergerakan *knee flexion*, digunakan sistem kendali SISO, dengan sudut *error* sebagai masukan. Sama dengan pelaksanaan uji coba *knee extension*, posisi yang digunakan dalam melakukan uji coba adalah posisi berdiri dan duduk seperti yang digambarkan pada Gambar 4.3. Elektroda akan ditempatkan pada otot *biceps femoris long head* yang letaknya berada pada bagian

Gambar 4. 35 Hasil sudut pada kaki yang distimulasi



Gambar 4. 34 Perbandingan nilai sudut error dengan *burst duration* pada BFLH

tubuh *posterior.* Subjek yang digunakan pada percobaan ini sama dengan subyek pada uji coba *knee extension* yaitu subjek A dan subjek B. Jumlah *cycle* yang digunakan setiap percobaan juga sama, yaitu 30 *cycle* dengan rentang waktu 150 detik. Hasil sudut pembacaan yang tertera pada Gambar 4.34 adalah hasil pada rentang waktu 0 detik hingga 15 detik.

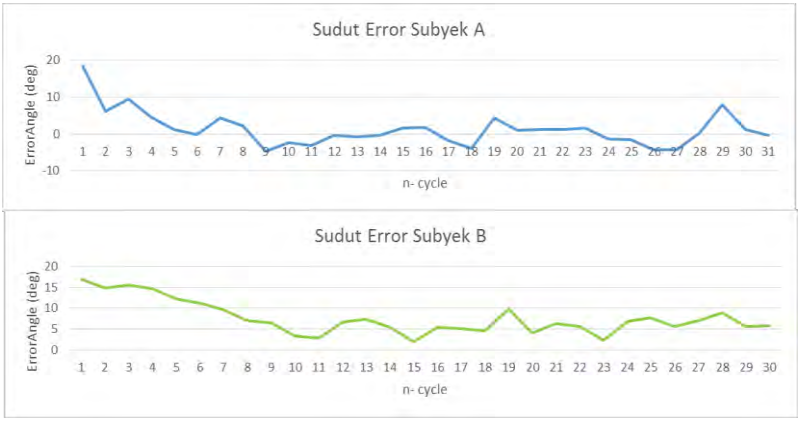
Sama dengan pada saat uji coba pergerakan *knee extension*, hasil *burst duration* pada *knee extension* juga akan bertambah besar apabila *error* yang dihasilkan masih memiliki nilai yang besar, namun apabila nilai *error* yang didapatkan sudah mendekati 0°, maka *burst duration* yang dihasilkan juga akan semakin kecil dan mendekati 0°. Hal ini menunjukan bahwa sistem yang telah dirancang dapat berjalan dengan baik dan dapat dengan secara otomatis mengendalikan lamanya waktu

proses stimulasi pada suatu otot yang telah ditentukan.Pada Gambar 4.33 dapat terlihat dengan jelas bahwa semakin menurun nilai *error,* maka nilai *burst duration* akan semakin meningkat.

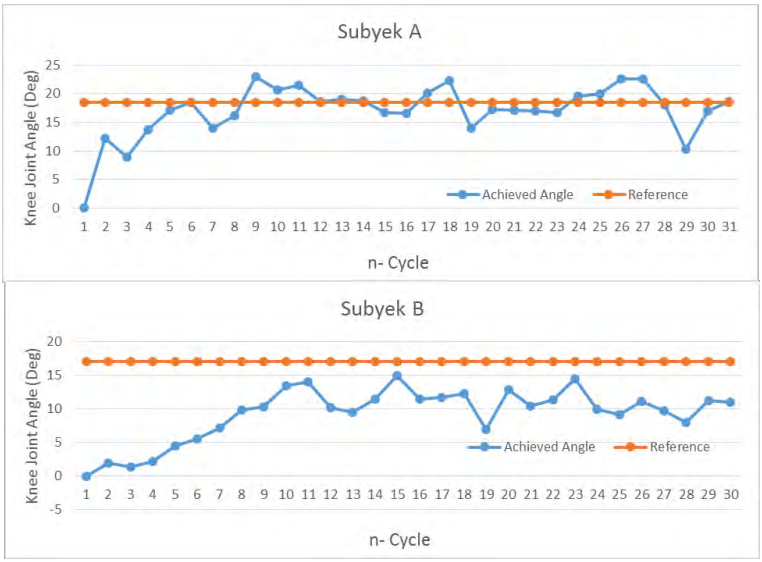
Perbandingan antara kedua nilai *error* pada saat subyek dalam kondisi duduk dapat dilihat pada Gambar 4.36. Dapat terlihat dengan jelas bahwa *settling time* pada saat duduk didapatkan oleh subyek A pada *cycle* ke 9 sedangkan subyek B pada saat *cycle* ke 11. Sudut error maksimum yang didapatkan oleh subyek A adalah -5 ° sedangkan oleh subyek B adalah sebesar 7 °. Pada saat percobaan, subyek B tidak dapat mencapai nilai 0° pada error. Tabel parameter yang dihasilkan oleh stimulasi *knee flexion* dapat dilihat pada Tabel 4.9. Dari tabel dapat dilihat nilai rata – rata error maksimum, nilai rata – rata settling time dan juga kisaran nilai *Root Mean Square Error* (RMSE).

Tabel 4. 7 *Parameter pada* sitting position knee flexion

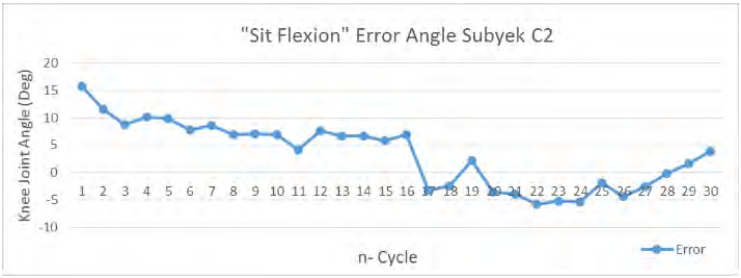
Position	Settling Time (Cycles)	Maximum Error (deg)	RMSE
Sit	10	6	1.262



Gambar 4. 36 Perbandingan Sudut *error* subyek A dan subyek B



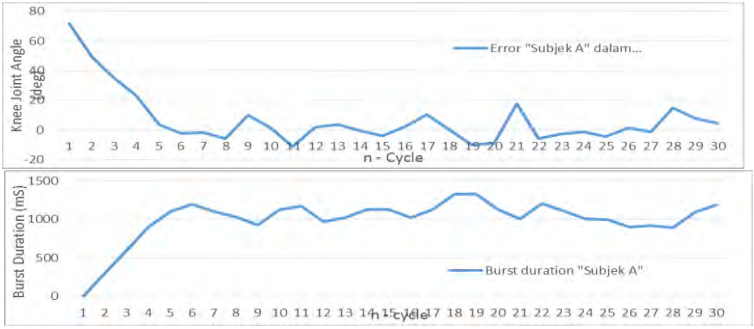
Gambar 4. 38 Hasil perbandingan antara sudut yang dicapai dengan sudut referensi



Gambar 4. 37 Hasil nilai error yang didapat pada subyek C2

Pada saat pengambilan data untuk Subyek B, posisi elektroda ternyata tidak tepat pada otot BFLH, sehingga hasil yang dikeluarkan tidak mencapai sudut referensi.

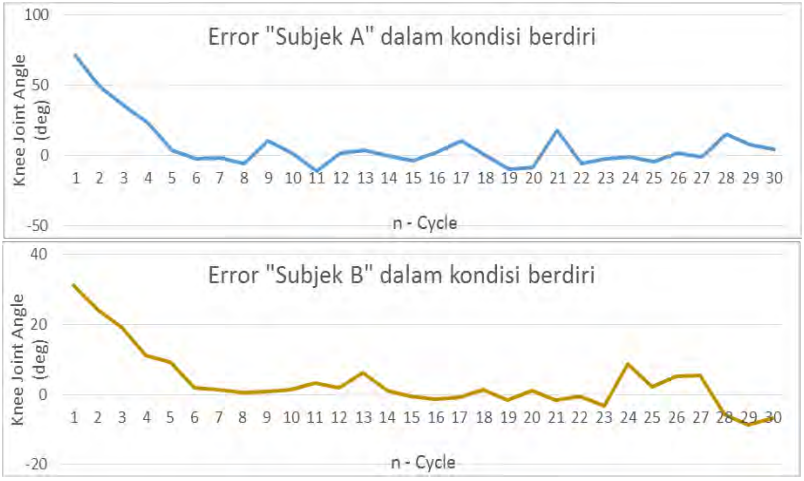
Pada saat pengambilan data subyek C yang kedua, nilai *error* yang didapatkan pada awalnya cukup besar, namun pada *cycle* ke 17, nilai *error* turun menuju 0, dan tetap dalam kondisi tersebut hingga *cycle* ke 26, namun menuju ke akhir *cycle,* nilai *error* kembali menuju ke titik awal



Gambar 4. 39 Perbandingan nilai error dengan burst duration pada saat knee flexion dalam kondisi "berdiri"

seperti yang terlihat pada Gambar. Hal ini dikarenakan adanya indikasi *muscle fatigue*.

Pengambilan kedua ini adalah pada saat subyek dalam posisi berdiri. Seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4.39, ketika sudut *error* semakin kecil, maka durasi yang dihasilkan juga semakin kecil, begitu pula sebaliknya. Setelah mengetahui bahwa nilai *burst duration* dapat berubah sesuai dengan nilai *errornya*, dilakukan perbandingan data antara subyek A dan subyek B. Kedua subyek itu dapat dilihat pada Gambar 4.40.



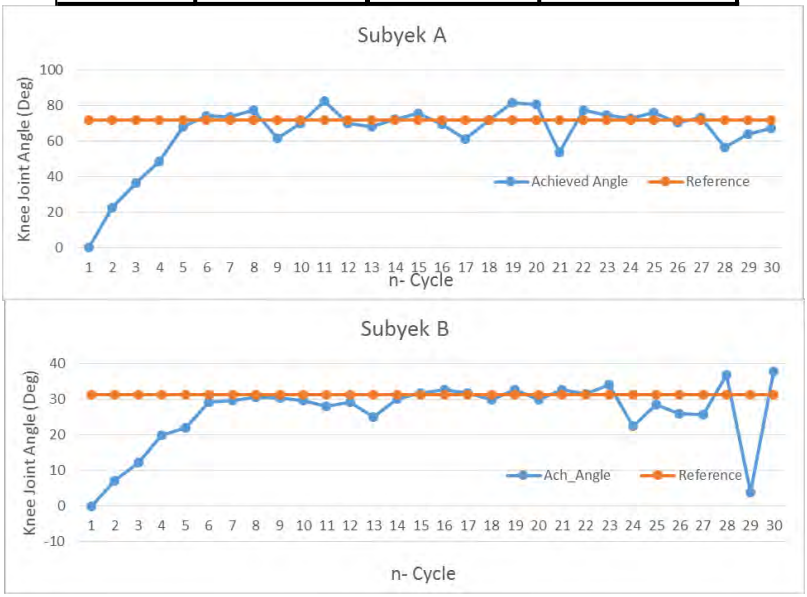
Gambar 4. 40 Perbandingan nilai *error* dari kedua subyek

Besarnya *settling time* pada kedua subyek ini dapat dikatakan sama, yaitu ketika pada *cycle* ke 6. Sedangkan untuk nilai *error maximum*, pada subyek A adalah 17.7° sedangkan pada subyek B sebesar 8.2°. untuk lebih lengkapnya, dapat dilihat pada Tabel parameter *knee flexion* pada subyek yang berdiri.

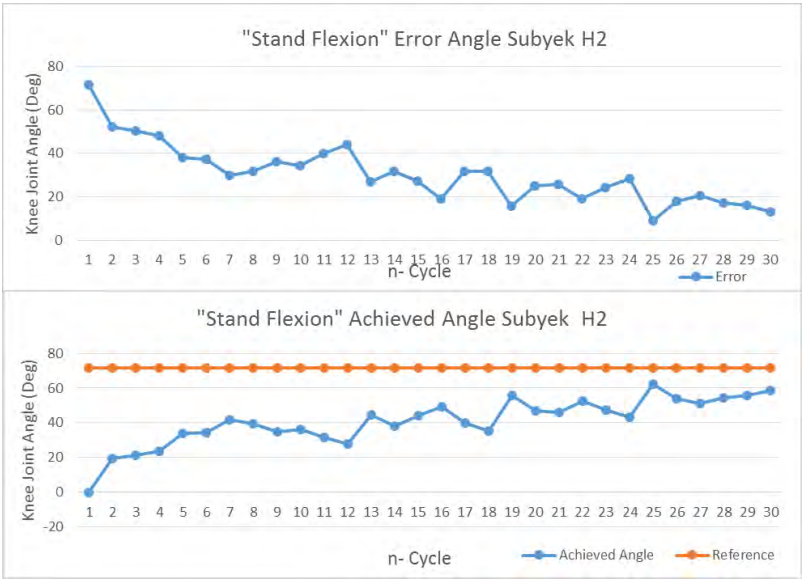
Kedua subyek dapat dikatakan memiliki error yang tidak terlalu signifikan, sehingga dapat mencapai nilai *error* 0 pada saat dilakukan uji coba. Untuk gambaran lebih jelas lagi, dapat dilihat pada Gambar 4.38 yaitu hasil perbandingan sudut yang tercapai dengan sudut referensi. Dari data yang didapatkan pada Gambar 4.41, dapat dikatakan nilai subyek cukup baik, error yang didapatkan tidak terlalu besar pada setiap subyek.

Tabel 4. 8 Parameter untuk *knee flexion* pada *standing position*

Position	Settling Time (Cycles)	Maximum Error (deg)	RMSE
Stand	6	12.5	2.637



Gambar 4. 41 Perbandingan nilai sudut yang tercapai dengan sudut referensi pada kedua subyek



Gambar 4. 42 Hasil percobaan pada subyek H pengambilan kedua

Namun, ketika dilakukan kembali percobaan untuk subyek yang lain, posisi berdiri untuk pengambilan data *knee flexion* cukup susah untuk didapatkan. Dari 8 subyek, hanya 4 subyek yang berhasil mencapai nilai *error* 0 untuk waktu yang lama. Sedangkan sisanya hanya dapat mendekati nilai *error* 0. Namun, pada subyek H, ketika pengambilan kedua dilakukan, dapat terlihat bahwa nilai *error* dan nilai *achieved angle* subyek secara perlahan mendekati target. Sedangkan, subyek E, F, dan G tidak menunjukan indikasi untuk mendekati target. Keseluruhan data dapat dilihat pada lampiran yang tertera.

#halaman ini sengaja dikosongkan#

LAMPIRAN A

Tabel A. 1 Parameter knee extension duduk

Nama Subyek	Posisi	Settling Time (Cycles)	Maximum Error Percentage(%)	RMSE
A1	Duduk	6	28	2.53
A2	Duduk	6	40	2.65
B1	Duduk	7	40.91	1.90
B2	Duduk	6	40	2.11
C1	Duduk	7	70.83	4.42
C2	Duduk	7	80.95	4.98
D1	Duduk	3	32.14	1.87
D2	Duduk	3	7.14	1.81
E1	Duduk	8	100	4.11
E2	Duduk	8	95.65	3.99
F1	Duduk	8	95.65	4.14
F2	Duduk	5	50	2.095
G1	Duduk	3	35.71	1.86
G2	Duduk	4	18.52	1.8
H1	Duduk	3	10.71	1.54
H2	Duduk	2	48.27	2.696
Rata - rata		5.375	49.66	2.78

Tabel A. 2 Parameter knee extension berdiri

Nama Subyek	Posisi	Settling Time (Cycles)	Maximum Error Percentage(%)	RMSE
A	Berdiri	8	0	0.27
B	Berdiri	2	4	0.47
C	Berdiri	2	0	0.47
D	Berdiri	5	0	0.62
E	Berdiri	6	0	0.41
F	Berdiri	1	44	0.87
G	Berdiri	1	0.97	2.17
H	Berdiri	6	100	2.82
Rata - rata		3.88	18.62	1.01

Tabel A. 3 Parameter knee flexion duduk

Nama Subyek	Posisi	Settling Time (Cycles)	Maximum Error Percentage(%)	RMSE
A1	Duduk	9	4.5	0.89
A2	Duduk	4	7.4	0.73
B1	Duduk	7	100	2.92
B2	Duduk	6	28	1.67
C1	Duduk	8	0	0.46
C2	Duduk	8	21.4	1.23
D1	Duduk	2	31.03	1.04
D2	Duduk	6	16	0.82
E1	Duduk	6	0	0.87
E2	Duduk	3	0	0.31
F1	Duduk	4	92.59	1.85
F2	Duduk	6	100	1.97
G1	Duduk	6	8	0.99
G2	Duduk	15	18.75	1.53
H1	Duduk	6	4	0.86
H2	Duduk	6	20	1.37
Rata - rata		6.375	28.23	1.22

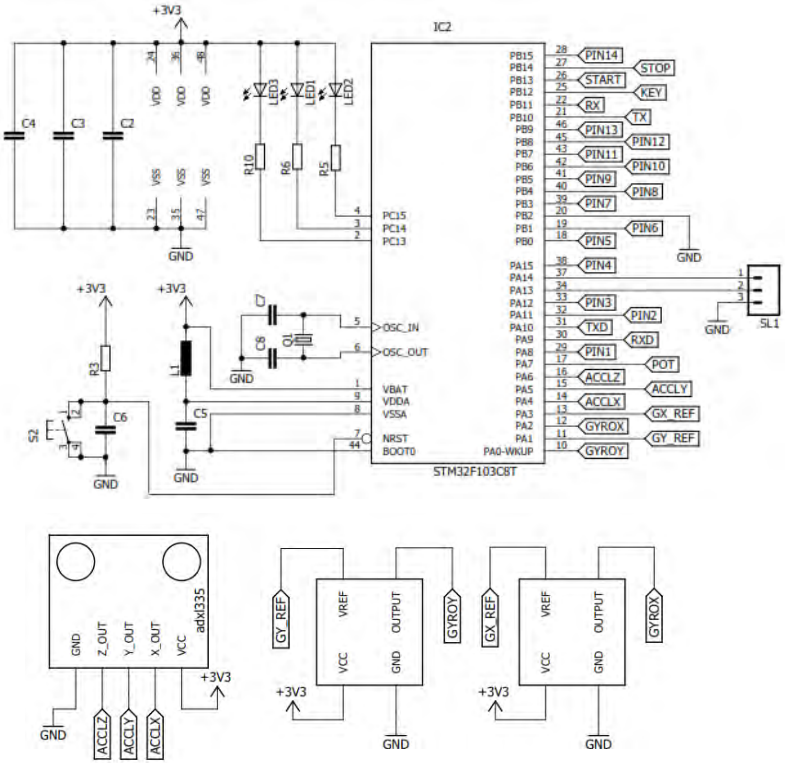
Tabel A. 4 Parameter knee flexion berdiri

Nama Subyek	Posisi	Settling Time (Cycles)	Maximum Error Percentage(%)	RMSE
A1	Berdiri	5	38.46	3.43
A2	Berdiri	5	40.91	3.43
B1	Berdiri	6	31.82	1.67
B2	Berdiri	7	83.33	3.4
C1	Berdiri	8	100	4.51
C2	Berdiri	8	63.64	2.8
D1	Berdiri	2	75.86	2.92
D2	Berdiri	8	60.87	2.65
E1	Berdiri	9	100	9.16
E2	Berdiri	14	100	10.89
F1	Berdiri	21	100	7.07
F2	Berdiri	9	100	5.99
G1	Berdiri	7	100	6.58
G2	Berdiri	12	100	7.46
H1	Berdiri	12	94.74	7.40
H2	Berdiri	13	100	6.07
Rata - rata		9.125	80.60	5.34

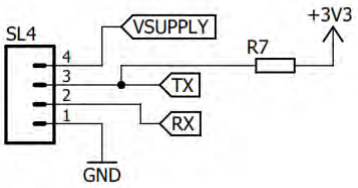
LAMPIRAN B

Rangkaian lengkap modul *Master*

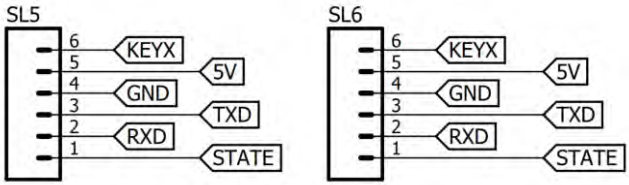
- Rangkaian *minimum system* mikrokontroler STM32F103C8T6



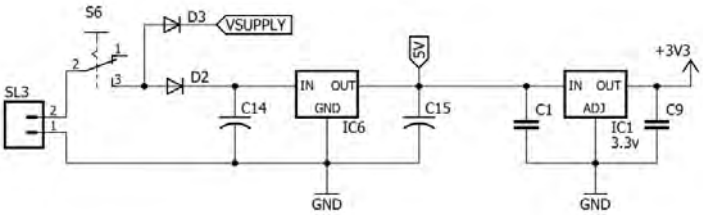
- Rangkaian Sensor *Accelero* dan *Gyrometer*
- Pin untuk komunikasi USART menuju *slave*



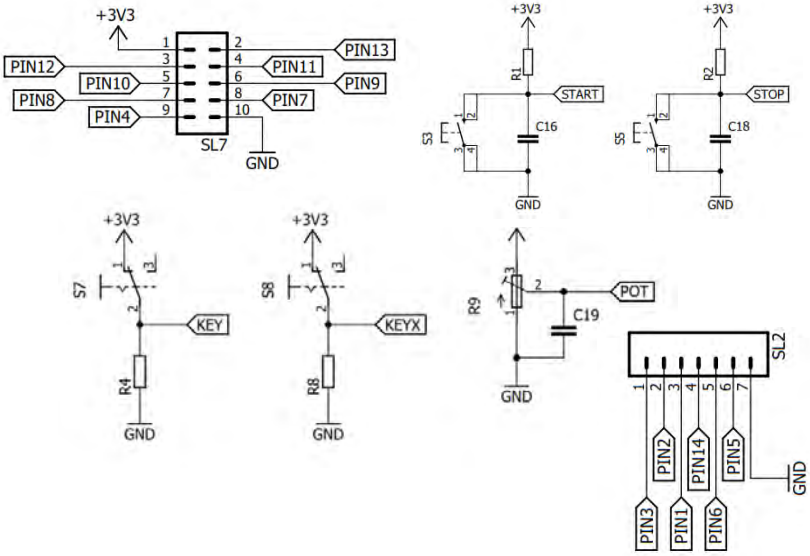
- Pin untuk komunikasi USART menuju *user interface software*



- Rangkaian *power supply* perangkat



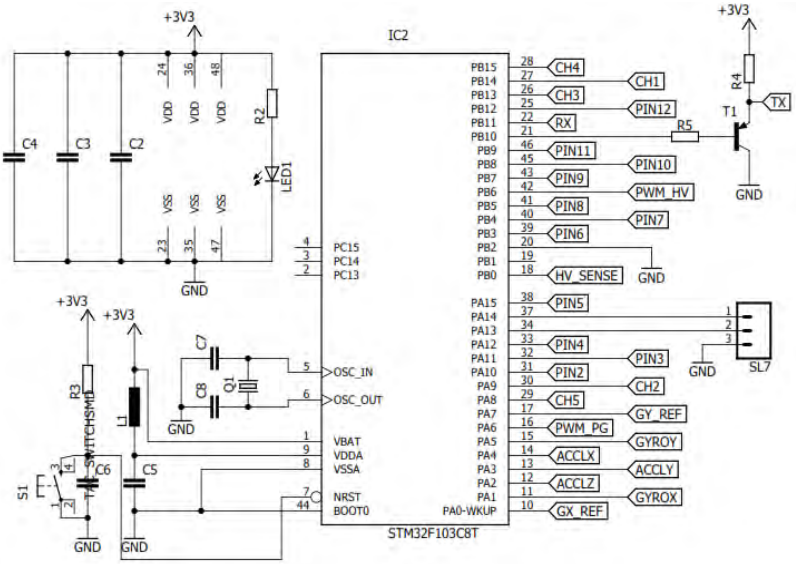
- Switch dan pinout tambahan



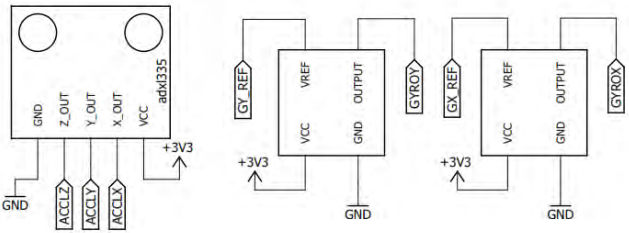
LAMPIRAN C

Rangkaian lengkap modul *Slave*

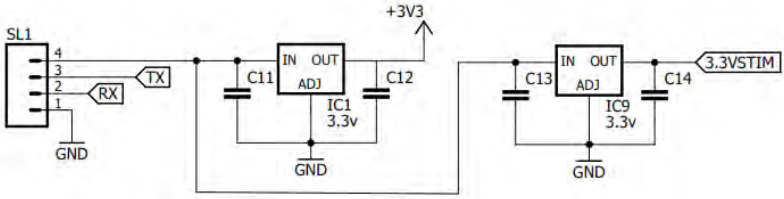
- Rangkaian *minimum system* mikrokontroler STM32F103C8T6



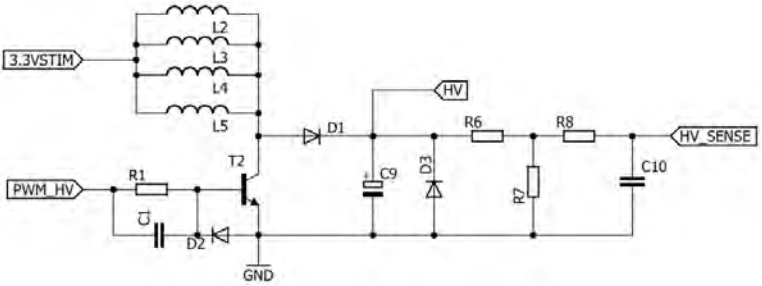
- Rangkaian Sensor *Accelero* dan *Gyrometer*



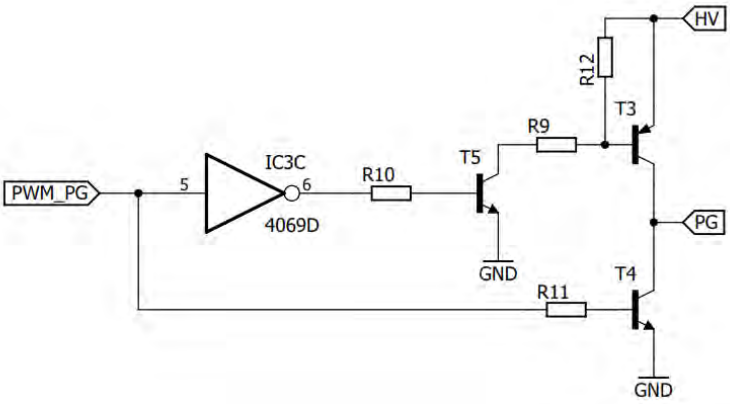
- Pin untuk komunikasi USART dari *master* dan *power supply*



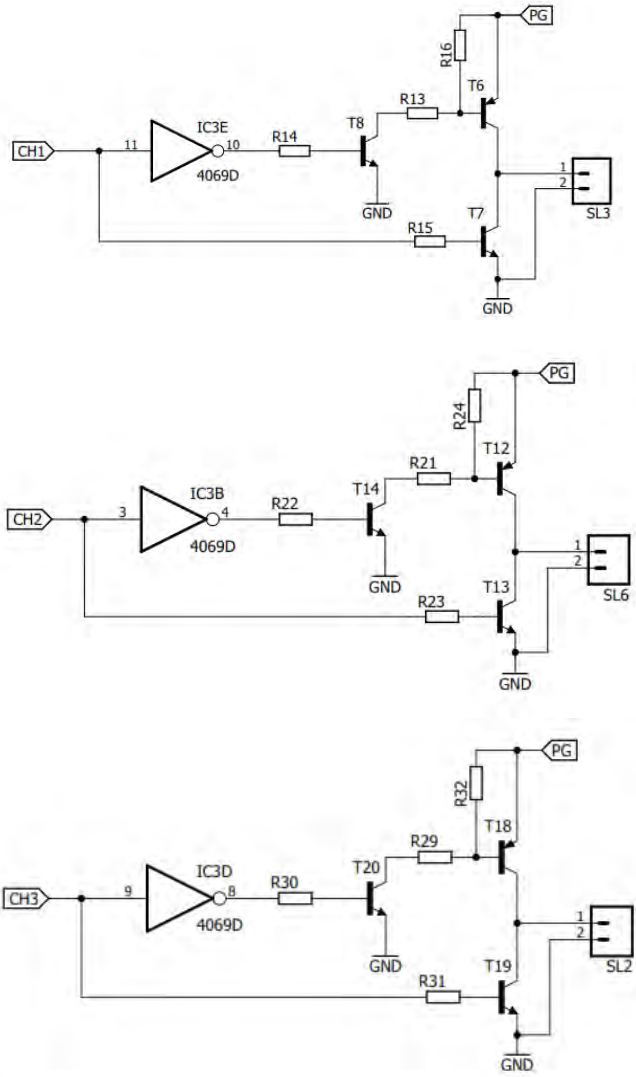
- Rangkaian *boost converter* untuk penaik tegangan

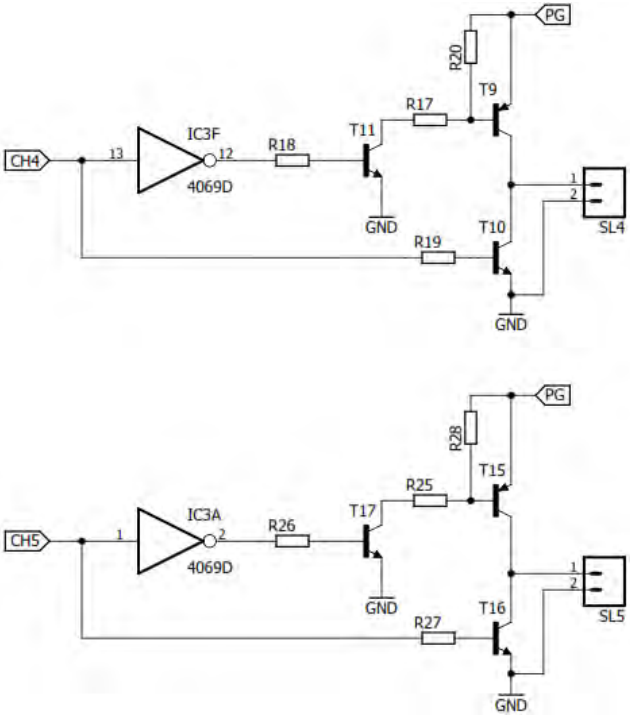


- Rangkaian pembangkit pulsa 20 Hz, 200µS



- Rangkaian *driver channel* 1 hingga 5




PG
R20
T9
R17
T11
IC3F
CH4
13
12
R18
4069D
GND
1
2
SL4
T10
R19
GND
PG
R28
T15
R25
T17
IC3A
CH5
1
2
R26
4069D
GND
1
2
SL5
T16
R27
GND

#halaman ini sengaja dikosongkan#

BAB V
PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa Implementasi sistem *fuzzy* untuk mengendalikan metode kontrol jenis *cycle-to-cycle* dapat berjalan dengan baik. Dari hasil – hasil pengujian dapat dilihat bahwa dengan mendapatkan nilai *error* dan nilai *desired range*, sistem dapat melakukan kalkulasi untuk menghitung hasil ΔTB untuk mendapatkan dan menambahkan nilai *burst duration.* Nilai *burst duration* digunakan untuk menghasilkan gerakan *flexion* atau *extension* pada *knee joint* menuju sudut yang telah ditetapkan, yaitu 69° untuk *flexion* dan 15° untuk *extension*. Nilai rata – rata *settling time* yang didapatkan pada saat *knee extension* posisi duduk adalah 6 *cycle*, sedangkan untuk posisi berdiri adalah 5 *cycle*. Sedangkatn, untuk *knee flexion* posisi duduk adalah 7 *cycle,* sedangkan untuk posisi berdiri adalah 9 *cycle*. Persentase keberhasilan penggunaan *cycle-to-cycle* FES untuk *knee extension* pada saat berdiri adalah 50%, dan pada saat duduk adalah 68.75%. Sedangkan untuk *knee flexion* pada saat berdiri adalah 43.75%, dan pada saat duduk adalah 75%. Selain *burst duration* terdapat faktor lain yang dapat mempengaruhi hasil percobaan seperti yang terlihat pada subyek C dalam pengambilan *knee extension*. Faktor tersebut adalah adanya kelelahan pada otot (*muscle fatigue*).

5.2 Saran

Pada penelitian selanjutnya, diharapkan sistem akan dikembangkan kembali dan dilakukan pengembangan untuk menjadikan *muscle fatigue* sebagai input dari sistem kontrol *fuzzy.* Selain itu, perlu diadakan studi evaluasi pengaruh FES terhadap otot tubuh, terutama anggota gerak tubuh bagian bawah. Dengan dilakukan pengembangan ini, maka FES dapat dikembangkan kembali dan kekurangan saat ini dapat dikurangi agar dapat berguna bagi masyarakat dengan penyakit yang berkaitan dengan tulang belakang (*spinal cord injury*).

DAFTAR PUSTAKA

[1] Barbara M. Doucet, Amy Lam, dan Lisa Griffin. "*Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function*". Yale J Biol Med. 2012; 85(2): 201 – 215. [NCBI]

[2] Cheryl L. Lynch, G.M. Graham, dan M. R. Popovic. "*Including non – ideal Behaviour in Simulations of Functional Electrical Stimulation Applications"*. Artificial organs, 35(3): 267 – 269, 2011. [Individual.utoronto.ca]

[3] Seel, T, "Controlled Functional Electric Stimulation for Rehabilitation Purposes" <URL: http://www.control.tu-berlin.de/Controlled_Functional_Electric_Stimulation_for_Rehabilitation_Purposes>, Februari 2016

[4] Fauzan Arrofiqi, "Pengembangan Perangkat Wearable untuk Pengukuran Gerakan Manusia dan Rehabilitasi Kemampuan Berjalan Menggunakan *Functional Electrical Stimulation System*" Tesis, 2015

[5] Martini,Nath,"*Fundamentals of Anatomy and Physiology"*,Pearson Education, Inc., San Fransisco, Ch. 9-10, 2012.

[6] Jackjposullivan, "Flexion and extension (uni-planar)" <URL: http://www.memrise.com/mem/3397680/flexion-and-extension-uni-planar>, Mei 2016

[7] Arifin, A., T. Watanabe dan T. Masuko. "*Application of Knowledge Engineering and Fuzzy System in Realizing Cycle – to – Cycle Control Method for Swing Phase of FES – induced Gait"*. International Symposium on Medical, Bio – and Nano – Electronics, 3rd Edition 2008, pp.43-51.

[8] A. Arifin (2010), Materi Mata Kuliah Pengenalan Bidang Riset.

[9] ADXL335 Datasheet, Analog Devices (2009).

[10] ENC-03R Angular Rate Sensors (ENC Series), Murata (2011).

[11] Arifin, A., T. Watanabe dan N. Hoshimiya. "*Design of Fuzzy Controller of the Cycle-to-cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES"*. IEICE Trans. INF & SYST., Vol. E89-D, No.4 April 2006

[12] Fauzan Arrofiqi, "Desain Sistem Sensor Wearable untuk Pengukuran Gerakan Manusia untuk Tujuan Rehabilitasi", Tugas Akhir, 2012.

[13] Achmad Arifin, Pengembangan Closed-Loop Functional Electrical Stimulation (FES) System untuk Restorasi Motorik Pasien Stroke. JAVA Journal of Electrical and Electronics Engineering, Vol. 7, No.2, Okt. 2009, ISSN 1412-8306.

RIWAYAT PENULIS

Penulis bernama Stanley Setiawan, lahir di Jakarta pada tanggal 2 Oktober 1994. Penulis menyelesaikan pendidikan dasar hingga pendidikan menengah atas di Gandhi School Sevaloka Ancol, Jakarta. Pada tahun 2012, penulis memulai pendidikan di Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Selama kuliah penulis aktif dalam Keluarga Mahasiswa Katolik St.Ignatius ITS, berbagai kepanitiaan event baik di dalam maupun luar jurusan, dan asisten Laboratorium Elektronika Dasar.

Email: stanley.setiawan12@gmail.com