



TUGAS AKHIR - EB184803

**SISTEM REHABILITASI *UPPER-LIMB* INTERAKTIF
MENGUNAKAN *FUNCTIONAL ELECTRICAL
STIMULATION* UNTUK PASIEN PASCA *STROKE* DENGAN
HEMIPLEGIA**

Steven Seaver Wiarta
0731164000028

DOSEN PEMBIMBING:
Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.
Ir. Siti Halimah Bakti, M.T.

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



TUGAS AKHIR - EB 184803

**SISTEM REHABILITASI *UPPER-LIMB* INTERAKTIF
MENGUNAKAN *FUNCTIONAL ELECTRICAL
STIMULATION* UNTUK PASIEN PASCA *STROKE*
DENGAN HEMIPLEGIA**

STEVEN SEAVER WIARTA
0731164000028

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Achmad Arifin S.T., M.Eng.
Ir. Siti Halimah Baki, M.T.

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



FINAL PROJECT - EB 184803

**INTERACTIVE UPPER-LIMB REHABILITATION SYSTEM
USING FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION FOR
POST-STROKE PATIENT WITH HEMIPLEGIA**

STEVEN SEAVER WIARTA
0731164000028

SUPERVISOR
Dr. Achmad Arifin S.T., M.Eng.
Ir. Siti Halimah Baki, M.T.

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

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa keseluruhan isi tugas akhir saya yang berjudul “**Sistem Rehabilitasi *Upper-limb* Interaktif Menggunakan *Functional Electrical Stimulation* untuk Pasien Pasca *Stroke* dengan Hemiplegia**” merupakan hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diizinkan, dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya mandiri.

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

Surabaya, 10 Agustus 2020



Steven Seaver Wiarta
NRP. 07311640000028

**Tugas Akhir disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Sarjana Teknik (S.T.)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**Oleh
Steven Seaver Wiarta
NRP. 0731164000028**

**Tanggal Ujian : 14 Juli 2020
Periode Wisuda : September 2020**

Disetujui Oleh :

Dosen Penguji :



**1. Ir. Josaphat Pramudijanto, M.Eng.
NIP. 196210051990031003**



**2. Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T.
NIP. 199103252015041001**



**3. Eko Agus Suprayitno, S.Si., M.T.
NIP. 1987202011026**

Dosen Pembimbing :



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



**2. Ir. Siti Halimah Baki, M.T.
NIP. 195611211983032001**

Kepala Departemen Teknik Biomedik,



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

SISTEM REHABILITASI *UPPER-LIMB* INTERAKTIF MENGUNAKAN *FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION* UNTUK PASIEN PASCA *STROKE* DENGAN HEMIPLEGIA

Nama : Steven Seaver Wiarta
Dosen Pembimbing : 1. Dr. Achmad Arifin S.T., M.Eg
2. Ir. Siti Halimah Baki, M.T.

ABSTRAK

Stroke adalah suatu penyakit *cerebrovascular* yang dapat merusak jaringan otak yang berkorelasi dengan fungsi fisiologi ataupun motorik manusia. Menurut data dari *World Health Organization*, *stroke* adalah penyebab kematian terbesar kedua dan penyebab disabilitas terbesar ketiga, mendorong pengembangan sistem rehabilitasi yang lebih efektif. Selama ini, data dari berbagai penelitian menyatakan bahwa terapi berbasis kegiatan repetitif, terapi robotik, dan terapi stimulus elektrik hanya memiliki tingkat efektivitas 50-60%. Hal ini dikarenakan ada faktor beban psikologis dan kognitif, yang menjadi bagian penting dalam proses rehabilitasi, sering diabaikan terutama dalam rehabilitasi tungkai atas. Oleh karena itu diusulkan suatu sistem rehabilitasi menggunakan *functional electrical stimulation* (FES) berbasis skenario permainan yang memanfaatkan partisipasi aktif dari pasien penderita *stroke hemiplegia* untuk mengembalikan fungsi fisiologi menggenggam pada tungkai atas, dengan harapan meringankan beban psikologis pasien. Metode kontrol yang digunakan adalah kontrol PID sederhana dengan masukan *range-of-motion* tangan normal yang mengendalikan stimulus FES pada tangan yang mengalami kelumpuhan. Dari hasil eksperimen, didapatkan derajat keterkontrolan pergerakan tangan lumpuh mencapai nilai galat rata-rata $6,11^\circ$ dari target dan rata-rata rentang pergerakan tangan lumpuh mencapai $93,09^\circ$ dari nilai maksimum 107° . Selain itu, rata-rata peningkatan performa permainan subjek sampai 43% untuk permainan Level 1 dan 29,13% untuk Level 2, dengan trayektori tangan lumpuh mengikuti trayektori tangan kontrol. Hasil ini mengindikasikan sistem permainan dapat digunakan untuk proses regenerasi pergerakan menggenggam pada tangan. Selain itu, secara umum semua subjek menyetujui bahwa metode permainan yang diusulkan dapat memberikan motivasi dan meringankan beban psikologis bagi pengguna. Penggunaan subjek normal memberikan ruang pengembangan untuk memvalidasi efektifitas sistem dengan penggunaan subjek lumpuh. Selain itu penggunaan sistem kontrol berbasis *fuzzy* ataupun *neural network* juga dapat dikembangkan untuk meningkatkan derajat keterkontrolan.

Kata kunci: hemiplegia, permainan interaktif, rehabilitasi, stimulus elektrik, *stroke*

INTERACTIVE UPPER-LIMB REHABILITATION SYSTEM USING FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION FOR POST-STROKE PATIENT WITH HEMIPLEGIA

Name : Steven Seaver Wiarta
Supervisor : 1. Dr. Achmad Arifin S.T., M.Eg
2. Ir. Siti Halimah Baki, M.T.

ABSTRACT

Stroke is a cerebrovascular disease that often damages some brain tissues that correspond to human physiological functionality. According to World Health Organization's data, stroke is world's second largest killer and third largest cause of disability. This makes development of more advanced and efficient rehabilitation system for stroke patient is necessary; to further enhance patient's recovery. Previous studies on stroke rehabilitation suggest that methods based on repetitive training, robotics, and electrical stimulation have low effectiveness of 50-60%, due to unaccounted cognitive and psychological aspects of patients. This leads to the design and development of more effective rehabilitation system such as using Functional Electrical Stimulation (FES) combined with a simple game scenario that involves patient's active participation in order to regain motor functionality, especially in hemiplegic patients. This method incorporates simple PID controller with range-of-motion input from the patient's normal hand which is used for both therapy session camouflaged as game control and FES stimuli control on patient's affected limb. According to the experiment results, impaired hand movement error averaged at 6.11° from target movement with average range-of-motion as high as 93.09° from maximum flexion angle of 107° . Moreover, all subjects' gaming performance improvement averaged at 43% for gameplay level 1 and 29.13% for level 2. Subject's impaired hand movement trajectory also follows the control hand movement trajectory; hence the feasibility of this system to regenerates useful handgrip function was proven effective. Subjects' perceptions on game effect suggest that the proposed game system gives motivational boost and better psychological confidence. Further development of this system should include paralysed patient to validate system's effectiveness. Moreover, the use of fuzzy or neural network based control system could increase the control system's performance.

Keyword: electrical stimulation, game, hemiplegia, rehabilitation, stroke

KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena berkat dan perkenanNya Proposal Tugas Akhir dapat diselesaikan dengan baik. Banyak terima kasih juga disampaikan kepada beberapa pihak yang berkontribusi dalam penyelesaian penelitian ini, yaitu:

1. Orang tua penulis yang memberikan dukungan moral untuk dapat melewati fase akhir perkuliahan ini,
2. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng dan Ir. Siti Halimah Baki, M.T. sebagai dosen pembimbing yang telah memberikan masukan dan saran untuk kelancaran pengerjaan penelitian ini,
3. keenam subjek yang telah berpartisipasi dalam proses eksperimen,
4. teman-teman seperjuangan dan senasib, dan
5. toko-toko penyedia komponen elektronik.

Melalui Laporan Tugas Akhir ini diharapkan pembaca juga dapat memahami pemaparan mengenai penelitian dikerjakan sebagai titik kulminasi penerapan ilmu dan teori dalam Departemen Teknik Biomedik dalam rangka untuk memberikan kontribusi ilmiah, praktis, dan mendapatkan gelar Sarjana Teknik. Laporan ini juga bersisi mengenai pembahasan latar belakang, tinjauan pustaka, proses perancangan, pengujian, analisis dan kesimpulan dalam penelitian mengenai sistem rehabilitasi berbasis permainan interaktif menggunakan stimulus elektrik.

Akhir kata, sebagaimana tiada gading yang tak retak, demikian Laporan Tugas Akhir ini masih jauh dari kata sempurna. Oleh karena itu, seluruh kritik dan saran yang membangun sangat ditunggu dan akan dipertimbangkan demi memperbaiki kualitas dari laporan ini. Semoga laporan ini bermanfaat bagi pembaca.

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
ABSTRAK	iv
<i>ABSTRACT</i>	v
KATA PENGANTAR	vi
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xiii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah	2
1.3. Batasan Masalah	2
1.4. Tujuan dan Manfaat Penelitian	3
1.5. Kontribusi Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	4
2.1. Penyakit <i>Stroke</i>	4
2.2. Akibat dari <i>Stroke</i> : Hemiplegia	5
2.3. Sistem Muskuloskeletal untuk Pergerakan Tangan Menggenggam	5
2.4. FES secara Umum dan Kegunaannya	6
2.5. Sistem Kontrol FES Secara Umum	7
2.6. Rangkaian Dasar FES	9
2.6.1. Rangkaian Boost Converter	10
2.6.2. Sistem Kontrol PID	11
2.7. Sensor <i>Flex</i>	12
2.8. Pemrograman Berbasis UNITY	12
2.9. Sistem Permainan untuk Rehabilitasi	12
2.10. Rasional	13
BAB III RANCANGAN DAN PENGUJIAN SISTEM	14
3.1. Diagram Blok Sistem	14
3.2. Rancangan Perangkat Keras Sistem	15
3.2.1. Rancangan Rangkaian Boost Converter	15
3.2.2. Pengujian Rangkaian <i>Boost-converter</i>	16
3.2.3. Perancangan Rangkaian Pembangkit Pulsa	17
3.2.4. Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa	17
3.2.5. Perancangan <i>Driver</i> FES	18
3.2.6. Pengujian Rangkaian <i>Driver</i> FES	18
3.2.7. Rancangan Rangkaian <i>Flex Sensor</i> untuk Kontrol Bilateral	19
3.2.8. Pengujian Rangkaian <i>Flex Sensor</i> untuk Kontrol Bilateral	20
3.2.9. Peletakan Elektroda	20
3.3. Rancangan Perangkat Lunak Sistem	21
3.3.1 Rancangan Sistem Kontrol FES dengan PID	21
3.3.2 Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode <i>Trial-Error</i>	22
3.3.3 Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode Ziegler-Nichols	23
3.3.4 Rancangan Sistem Permainan UNITY	23
3.4. Integrasi Rehabilitasi FES dan Permainan Interaktif dengan UNITY	23

3.4.1. Rancangan Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral Menggunakan <i>Flex Sensor</i>	24
3.4.2. Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral Menggunakan <i>Flex Sensor</i>	25
3.5. Rancangan dan Pengujian Sistem Rehabilitasi Total	25
3.5.1. Pengujian Performa Sistem Rehabilitasi	26
3.5.2. Pengujian Efek Permainan Terhadap Proses Rehabilitasi	28
BAB IV HASIL PENGUJIAN SISTEM	29
4.1. Hasil Pengujian Rancangan Perangkat Keras	29
4.1.1. Hasil Pengujian Rangkaian <i>Boost-converter</i>	29
4.1.2. Hasil Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa	30
4.1.3. Pengujian Rangkaian <i>Driver FES</i> .	30
4.1.4. Hasil Pengujian Rancangan Rangkaian <i>Flex Sensor</i> untuk Kontrol Bilateral	32
4.2. Hasil Pengujian Rancangan Perangkat Lunak	32
4.2.1. Hasil Pengujian Perangkat Lunak Perekam Data <i>Flex Sensor</i>	32
4.2.2. Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode <i>Trial-Error</i>	33
4.2.3. Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode Ziegler-Nichols	34
4.2.4. Hasil Pengujian Rancangan Sistem Permainan UNITY	35
4.3. Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral	35
4.4. Pengujian Total Sistem Rehabilitasi	35
4.5. Hasil Survey Efek Permainan berbasis Visual Terhadap Subjek Selama Proses Rehabilitasi	37
BAB V PEMBAHASAN	39
5.1. Pembahasan Rancangan Perangkat Keras	39
5.1.1 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian <i>Boost-converter</i>	40
5.1.2 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa	41
5.1.3 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian <i>Driver FES</i>	41
5.1.4 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian Rancangan <i>Flex Sensor</i> untuk Kontrol Bilateral	41
5.2. Pembahasan Hasil Pengujian Rancangan Perangkat Lunak	43
5.2.1. Pembahasan Hasil Perangkat Lunak Perekam Data <i>Flex Sensor</i>	43
5.2.2. Pembahasan Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode <i>Trial-error</i>	44
5.2.3. Pembahasan Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode Ziegler-Nichols	49
5.2.4. Pembahasan Hasil Sistem Permainan UNITY	49
5.3. Pembahasan Hasil Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral	51
5.4. Pembahasan Hasil dan Analisis Data Pengujian Total Sistem Rehabilitasi	52
5.5. Pembahasan Hasil Survey Efek Permainan Visual terhadap Subjek Selama Proses Rehabilitasi	59
BAB VI KESIMPULAN	62
6.1. Kesimpulan	62
6.2. Rencana Pengembangan	63
DAFTAR PUSTAKA	65

LAMPIRAN A	68
1) Desain Rangkaian Terintegrasi dalam format PCB	68
2) Desain Rangka Utama untuk Pelindung atau <i>Casing</i> Rangkaian	68
LAMPIRAN B	69
1) Data Lengkap Subjek	69
2) Data Lengkap Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral	69
3) Data Lengkap Trayektori Subjek	70
4) Dokumentasi Pengambilan Data	71
BIODATA PENULIS	73

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Otot flexor digitorum superficialis	6
Gambar 2.2 Prinsip kerja dari sistem FES secara umum	6
Gambar 2.3 Sistem kontrol FES tertutup dengan sinyal EMG tungkai normal sebagai umpan balik	9
Gambar 2.4 Metode kontrol otomatis FES berbasis pergerakan <i>reaching</i> dan <i>grasping</i>	9
Gambar 2.5 Rangkaian dasar <i>boost converter</i>	9
Gambar 2.6 Metode kontrol PID dengan umpan balik sudut pergerakan lutut	9
Gambar 2.7 Ilustrasi <i>flex sensor</i>	12
Gambar 2.8 Diagram <i>fish-bone</i> penelitian yang diusulkan	13
Gambar 3.1 Blok diagram sistem yang diusulkan	14
Gambar 3.2 Blok diagram kontrol FES yang digunakan	14
Gambar 3.3 Rangkaian <i>boost-converter</i> dengan masukan dari <i>signal generator</i>	15
Gambar 3.4 Pengujian keluaran <i>boost-converter</i> dengan <i>volt-meter</i>	16
Gambar 3.5 Rangkaian pembangkit pulsa pendek 200 μs @ 20Hz untuk masukan <i>driver</i> yang menghasilkan keluaran FES	17
Gambar 3.6 Pengujian pembangkit pulsa selebar 200 μs @ 20Hz	17
Gambar 3.7 Hasil pengujian pembangkit pulsa yang diharapkan	18
Gambar 3.8 Rancangan rangkaian <i>driver</i> FES	18
Gambar 3.9 Rangkaian lengkap FES sederhana yang terdiri dari rangkaian <i>boost-converter</i> , pembangkit pulsa, <i>driver</i> FES, dan mikrokontroler	18
Gambar 3.10 Rangkaian pembagi tegangan dengan <i>flex sensor</i>	19
Gambar 3.11 Peletakan elektroda pada <i>flexor digitorum superficialis</i>	20
Gambar 3.12 Rancangan blok fungsional sistem kontrol bilateral untuk kontrol PID dan kontrol objek permainan	20
Gambar 3.13 Rancangan sistem permainan yang diusulkan	23
Gambar 3.14 Rancangan sistem kontrol permainan dengan <i>flex sensor</i>	23
Gambar 3.15 Pengaturan posisi subjek selama proses eksperimen (kiri: tampak atas; kanan: tampak samping)	26
Gambar 4.1 Sinyal PWM 1 dengan <i>duty-cycle</i> yang berbeda-beda	29
Gambar 4.2 Sinyal PWM-1 masukan rangkaian <i>boost-converter</i> yang digunakan pada frekuensi 10KHz	29
Gambar 4.3 Sinyal PWM masukan rangkaian pembangkit pulsa (gambar kanan: <i>zoom-in</i>)	30
Gambar 4.4 Sinyal keluaran pembangkit sinyal yang diumpankan pada rangkaian <i>driver</i> FES	30
Gambar 4.5 Hasil kuisioner nomor satu (1): sebanyak 16,7% subjek memilih metode rehabilitasi konvensional bahkan sebelum melakukan eksperimen	37
Gambar 4.6 Hasil kuisioner nomor dua (2): semua subjek memilih metode rehabilitasi konvensional setelah melakukan eksperimen	37
Gambar 4.7 Hasil kuisioner nomor tiga (3): semua subjek yakin bahwa sistem rehabilitasi dengan metode permainan dapat mengurangi beban psikologis pasien	37

Gambar 4.8 Hasil kuisioner nomor empat (4): 50% subjek merasa performanya akan lebih baik dengan adanya sistem permainan, 33,3% merasa performanya sama saja, dan 16,5% merasa performanya lebih buruk	37
Gambar 4.9 Hasil kuisioner nomor lima (5): semua subjek meyakini penggunaan permainan dapat membantu mengkompensasi rasa sakit akibat stimulus FES	38
Gambar 4.10 Hasil kuisioner nomor enam (6): semua subjek meyakini penggunaan sistem permainan yang diusulkan dapat memberikan motivasi bagi pasien pasca <i>stroke</i> untuk mendapatkan kemampuan motoriknya kembali	38
Gambar 5.1 Rangkaian terintegrasi FES yang digunakan	39
Gambar 5.2 Performa keluaran <i>boost-converter</i> terhadap frekuensi PWM-1 yang berbeda-beda dengan beban keluaran $1K\Omega$	40
Gambar 5.3 Ilustrasi data <i>flex sensor</i> dalam <i>normalized unit</i> untuk satu siklus pergerakan mengenggam dibandingkan <i>threshold</i>	42
Gambar 5.4 Hasil pengujian perangkat lunak perekaman data <i>flex sensor</i> untuk masukan GND dan VREF (3,3V)	43
Gambar 5.5 Respon sistem kontrol PID pada nilai $K_p = 8$, $K_i = 0,5$, dan $K_d = 5$	43
Gambar 5.6 Respon sistem kontrol PID pada nilai $K_p = 10$, $K_i = 3,5$, dan $K_d = 7$	44
Gambar 5.7 Respon sistem kontrol PID pada nilai $K_p = 15$, $K_i = 2,5$, dan $K_d = 5$	44
Gambar 5.8 Respon sistem kontrol PID untuk subjek pertama	46
Gambar 5.9 Respon sistem kontrol PID untuk subjek kedua	46
Gambar 5.10 Respon sistem kontrol PID untuk subjek ketiga	46
Gambar 5.11 Respon sistem kontrol PID untuk subjek keempat	46
Gambar 5.12 Respon sistem kontrol PID untuk subjek kelima	47
Gambar 5.13 Respon sistem kontrol PID untuk subjek keenam	47
Gambar 5.14 Perhitungan waktu osilasi untuk sistem stabil kritis	48
Gambar 5.15 Respon sistem kontrol PID dengan pendekatan Ziegler-Nichols	48
Gambar 5.16 Respon sistem PID dengan pendekatan Ziegler-Nichols untuk satu siklus pergerakan	48
Gambar 5.17 Tampilan menu utama atau <i>main menu</i>	50
Gambar 5.18 Tampilan menu pemilih level atau <i>level selector</i>	50
Gambar 5.19 Tampilan menu berhenti sementara atau <i>pause menu</i>	50
Gambar 5.20 Tampilan menu permainan selesai atau <i>game over menu</i>	50
Gambar 5.21 Arsitektur permainan Level 1	51
Gambar 5.22 Arsitektur permainan Level 2	51
Gambar 5.23 Peningkatan performa subjek untuk sesi permainan level 1	52
Gambar 5.24 Peningkatan performa subjek untuk sesi permainan level 2	53
Gambar 5.25 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek pertama (1)	55
Gambar 5.26 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek kedua (2)	55
Gambar 5.27 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek ketiga (3)	55
Gambar 5.28 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek keempat (4)	56

Gambar 5.29 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek kelima (5)	56
Gambar 5.30 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek keenam (6)	56
Gambar 5.31 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek pertama (1)	56
Gambar 5.32 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek kedua (2)	57
Gambar 5.33 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek ketiga (3)	57
Gambar 5.34 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek keempat (4)	57
Gambar 5.35 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek kelima (5)	57
Gambar 5.36 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek keenam (6)	58

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Parameter nilai Kp, Ki, dan Kd dengan pendekatan Ziegler-Nichols	22
Tabel 4.1 Data tegangan keluaran <i>boost-converter</i> dengan beban 1K Ω	29
Tabel 4.2 Hubungan masukan dan keluaran <i>driver</i> FES	30
Tabel 4.3 Tegangan maksimum dan minimum <i>flex sensor</i> untuk masing-masing subjek	31
Tabel 4.4 Persentase keberhasilan dalam mengirim sinyal kontrol dengan metode kontrol bilateral	31
Tabel 4.5 Hasil pengujian perangkat lunak perekaman data <i>flex sensor</i>	33
Tabel 4.6 Data parameter respon kontrol PID terhadap nilai Kp, Ki, dan Kd yang berbeda-beda	33
Tabel 4.7 Data parameter respon kontrol PID untuk setiap subjek terhadap masukkan <i>unit-step</i> 85% fleksi maksimal	33
Tabel 4.8 Parameter nilai Kp, Ki, dan Kd dengan pendekatan Ziegler-Nichols	34
Tabel 4.9 Data parameter respon kontrol PID terhadap nilai Kp, Ki, dan Kd dengan pendekatan Ziegler-Nichols	34
Tabel 4.10 Ringkasan persentase keberhasilan dalam mengendalikan objek permainan dengan metode kontrol bilateral	34
Tabel 4.11 Data performa subjek dalam sesi rehabilitasi untuk level 1	35
Tabel 4.12 Data performa subjek dalam rehabilitasi permainan level 2	36
Tabel 5.1 Rasa sakit terhadap frekuensi PWM masukan FES	40

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Stroke adalah suatu penyakit *cerebrovascular* yang mempengaruhi arteri yang menuju maupun di dalam otak, sehingga dapat mengganggu bahkan merusak fungsi otak. Serangan *stroke* terjadi ketika pembuluh darah yang mengandung banyak oksigen menuju atau di dalam otak terhalang oleh sedimentasi lemak (*blood clotting*) atau mengalami pecah (*ruptures*) [1]. Gangguan suplai oksigen ke otak dapat menyebabkan kerusakan sel otak yang dapat berujung pada hilangnya fungsi yang berkorelasi dengan sel otak yang rusak; hal ini dapat berupa hilangnya fungsi motorik seperti kelumpuhan, gangguan bicara, hilang ingatan, bahkan kematian. Menurut data dari *World Health Organization*, *stroke* adalah penyebab kematian terbesar kedua dan penyebab disabilitas terbesar ketiga [2]. Hal ini mendorong pengembangan sistem rehabilitasi *stroke* yang lebih mumpuni untuk mendukung proses pemulihan pasien agar dapat beraktivitas kembali secara normal dan tidak bergantung pada orang lain.

Efek negatif *stroke* menyerang individu dan juga aspek kehidupan orang sekitar penderita *stroke*, contohnya dalam hal kesehatan perawat atau *caregiver* dan kapabilitas perawat untuk memberikan dukungan untuk membantu pasien mempercepat pemulihan [3]. Kehilangan fungsi motorik mengakibatkan individu tidak dapat melakukan aktivitasnya secara mandiri dan nyaman, hal ini mempengaruhi kepercayaan dan keberhargaan diri seseorang. Beberapa sistem rehabilitasi telah dikembangkan seperti menggunakan gerakan berulang (*repetitive training*) [4], pembelajaran motorik dengan bantuan robot [5], dan juga sistem rangsangan elektrik menggunakan *functional electrical stimulation* atau FES [6]. Kebanyakan sistem rehabilitasi yang sudah ada belum memberikan solusi yang efektif bagi penderita gangguan fungsi motorik. Bahkan menurut Schaechter *et al*, hampir 50 – 60% pasien *stroke* masih menderita gangguan fungsi motorik setelah menjalani rehabilitasi [7]; bahkan hanya 14% dari pasien *stroke* yang mendapatkan fungsi motorik yang dapat bermanfaat pada kehidupan sehari-hari [8]. Selain itu, sebuah studi pada 2014 dan 2017 menyatakan bahwa belum ada data yang dapat merepresentasikan performa pasien pasca *stroke* setelah menjalani proses rehabilitasi untuk fungsi motorik tungkai atas atau lengan [9], [10]. Beberapa fakta lainnya adalah kondisi psikologis pasien yang paling sering ditemui oleh para terapis adalah tingkat stress yang tinggi dan kegelisahan, sebagai akibat dari metode rehabilitasi yang membosankan dan tidak efektif [11]. Sehingga dapat disimpulkan penyebab dari rendahnya tingkat efektivitas metode pelatihan selama ini tidak lepas dari jenis metode pelatihan yang tidak melibatkan respon aktif dari pengguna serta tidak menggunakan metode pelatihan menyenangkan, imersif, dan intuitif.

Oleh karena itu, diperlukan suatu metode pembelajaran fungsi motorik yang imersif dan intuitif bagi pasien agar dapat melakukan proses rehabilitasi yang menyenangkan. Rancangan sistem yang diusulkan berupa sistem rehabilitasi teraugmentasi untuk penggunaan FES untuk tungkai bagian atas atau *upper limb* dengan memanfaatkan umpan balik sinyal biologis. Sistem FES akan digunakan untuk membantu pasien menyelesaikan serangkaian pekerjaan yang dikemas dalam bentuk permainan berjalan dengan tempo lambat untuk kemudian direkam sinyal trayektori pergerakan tangan maupun performa hasil pelatihan untuk menjadi bagian dari sistem kontrol yang mengontrol stimuli otot dari FES. Metode pembelajaran ini diharapkan dapat meningkatkan level penerimaan sistem rehabilitasi dan juga memberikan kontribusi dalam metode rehabilitasi pasca *stroke* yang menyenangkan, sehingga tidak membebani pasien untuk dapat beraktifitas kembali secara normal.

1.2. Rumusan Masalah

Rumusan masalah dalam penelitian ini difokuskan untuk meringankan beban psikologis pasien pasca stroke yang merupakan bagian penting dari proses rehabilitasi. Berdasarkan penelitian sebelumnya, ditemukan bahwa kegelisahan dan stres adalah kondisi psikologis yang sering ditemukan. Selain itu variasi metode rehabilitasi tungkai atas untuk mengatasi isu beban psikologis dinilai oleh beberapa penelitian sebelumnya relatif minim. Jika ada, penggunaan sistem permainan sebelumnya terbatas pada sistem komersial yang berbiaya tinggi, sehingga diusulkan sistem permainan terintegrasi berbiaya rendah. Sehingga cukup sulit untuk menentukan bagaimana fisibilitas sistem rehabilitasi FES yang sudah ada dikombinasikan dengan sistem permainan interaktif.

1.3. Batasan Masalah

Penelitian ini membahas pengujian metode kontrol FES menggunakan kontrol PID untuk masing-masing subjek serta berfokus pada bagaimana suatu metode permainan interaktif berbentuk permainan menggunakan *biofeedback* dapat meningkatkan performa pasien dalam melakukan aktivitas sehari-hari. Batasan dalam penelitian ini adalah tidak membahas mengenai proses desain modul kontrol FES. Selain itu, penelitian dibatasi dengan menggunakan satu (1) buah *flex sensor* yang merepresentasikan pergerakan menggenggam yang dilakukan kelima jari. Hal yang akan dilakukan adalah sebagai berikut:

1. Menggunakan modul FES yang terdiri dari rangkaian *boost-converter*, rangkaian pembangkit pulsa, dan *driver*.
2. Merancang metode rehabilitasi yang interaktif dalam bentuk permainan menggunakan *platform* UNITY. Interaktif didefinisikan sebagai saling mempengaruhi satu sama lain, yang mana arsitektur permainan mempengaruhi masukan pengguna dan masukkan pengguna mengatur pergerakan objek permainan.

3. Mengevaluasi performa subjek sebelum dan sesudah melaksanakan rehabilitasi.
4. Menggunakan subjek normal untuk penelitian dan pengujian sistem, dikarenakan dalam kondisi saat ini tidak memungkinkan untuk menggunakan subjek pasien pasca *stroke*.
5. Sistem didesain terbatas untuk digunakan penderita hemiplegia dengan kelumpuhan atau gejala kelemahan pada tangan kanan.

1.4. Tujuan dan Manfaat Penelitian

Tujuan dari penelitian tugas akhir ini adalah untuk:

1. Merancang sistem rehabilitasi interaktif yang merestorasi pergerakan menggenggam melalui proses rehabilitasi menggunakan FES dan kontrol PID.
2. Mengetahui persepsi dan performa subjek terhadap efek penggunaan permainan dalam sistem rehabilitasi.

Manfaat dari penelitian tugas akhir ini adalah agar:

1. Memberikan alternatif proses rehabilitasi yang imersif dan menyenangkan sehingga mengurangi beban psikis atau *psychological burden* dari pasien *stroke*.
2. Pasien *stroke* dapat terbantu secara *psikis* ketika melakukan rehabilitasi melalui metode yang lebih menyenangkan.

1.5. Kontribusi Penelitian

Kontribusi dari penelitian terbagi menjadi dua aspek utama, yaitu aspek ilmiah dan aspek praktis. Kontribusi aspek ilmiah dalam penelitian ini adalah untuk merancang suatu metode pelatihan interaktif pasca *stroke* yang dievaluasi secara statistik dan dibandingkan dengan metode pelatihan FES lainnya yang belum memanfaatkan pergerakan pasien menjadi suatu kegiatan rehabilitasi yang menyenangkan. Hal ini juga didasari fakta bahwa selama ini, metode rehabilitasi yang digunakan secara komersial belum dapat menyelesaikan gangguan fungsi motorik dari pasien *stroke* karena tidak memanfaatkan partisipasi aktif dari pasien [7]. Selain itu, aspek kebaharuan yang diunggulkan ialah mengetahui efek suatu metode permainan non-komersial yang sederhana dan berbiaya rendah terhadap motivasi dan performa dari pasien dalam melakukan rehabilitasi.

Kontribusi dari sisi praktis adalah untuk memberikan suatu pilihan metode pelatihan yang menyenangkan bagi pasien sehingga meningkatkan keberhasilan rehabilitasi itu sendiri yang dievaluasi melalui performa subjek dalam melakukan suatu pergerakan yang terintegrasi di dalam permainan. Melalui metode permainan interaktif, diharapkan dapat meringankan beban psikis dari pasien dan pasien dapat memusatkan perhatiannya untuk mengembalikan fungsi motornya tungkai bagian atasnya. Dengan demikian, proses rehabilitasi dapat diterima dengan lebih luas oleh pasien dan tidak harus dijalani dengan perasaan terpaksa ataupun dengan beban psikis lainnya.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Penyakit *Stroke*

Stroke adalah suatu penyakit *cerebrovascular* yang diakibatkan oleh tersumbatnya aliran darah (*clotting*) ataupun pecahnya dinding pembuluh darah yang mengakibatkan kerusakan jaringan otak (*ruptures*). Kerusakan jaringan otak dapat menyebabkan gangguan fungsi motorik, kegagalan sistem neurologi, bahkan kematian. Faktor resiko dari *stroke* adalah tekanan darah tinggi, diabetes, penyakit kardiovaskular, dan merokok. *Stroke* dapat menyebabkan berbagai macam efek samping dan masa penyembuhan, bergantung pada lokasi terjadinya *stroke* dan lama penanganan. Macam-macam tipe dari *stroke* terbagi menjadi lima jenis berdasarkan penyebab terjadinya serangan, yaitu *ischemic stroke*, *hemorrhagic stroke*, *transient ischemic attack* (TIA), *cryptogenic stroke*, dan *brain stem stroke* [12].

Ischemic stroke adalah tipe *stroke* yang disebabkan oleh penggumpalan lemak pada pembuluh yang menyuplai oksigen ke otak. *Stroke* tipe ini bertanggung jawab atas total 87% dari kasus *stroke* di Amerika Utara. Penggumpalan darah pada pembuluh otak disebut *Cerebral thrombosis*, yang merupakan gumpalan darah yang terjadi pada daerah berlemak pada pembuluh darah. Contoh kasus yang sering terjadi akibat *ischemic stroke* adalah *silent cerebral infarction* atau penyumbatan darah otak yang tidak memiliki tanda-tanda. *Hemorrhagic stroke* adalah tipe *stroke* yang terjadi akibat pecahnya pembuluh darah pada otak akibat dinding pembuluh darah tidak elastis maupun akibat aneurism atau penggelembungan dinding pembuluh darah. Pendarahan dalam otak mengakibatkan tekanan pada jaringan otak didalam rongga tengkorak sehingga dapat mengakibatkan kerusakan sistem syaraf dan jaringan otak lainnya. Dua tipe *stroke hemorrhagic* adalah intracerebral (di dalam otak) dan sub-arachnoid. *Transient Ischemic Attack* adalah *stroke* ringan yang diakibatkan oleh penyumbatan sementara aliran darah menuju otak. TIA sering kali diabaikan karena tidak menimbulkan kerusakan yang signifikan pada fungsi otak. Hal ini diakibatkan penyumbatan pada aliran darah tidak berlangsung cukup lama sehingga jaringan otak menjadi rusak sebagai reaksi dari antikoagulan darah yang mengencerkan aliran darah. *Cryptogenic stroke* adalah *stroke* yang tidak dapat diketahui penyebabnya, meskipun telah melalui serangkaian diagnosis lengkap. Sementara *stroke* batang otak adalah *stroke* yang sangat kompleks dengan gejala vertigo, pusing, dan ketidakseimbangan tubuh serta tanpa munculnya gejala kelemahan atau lumpuh pada setengah bagian tubuh.

Proses penyembuhan dan pemulihan fungsi tubuh pasca *stroke* menjadi bagian integral dari proses rehabilitasi *stroke*. Untuk kasus penyembuhan fungsi motorik tungkai atas, proses rehabilitasi biasanya terjadi selama tiga (3) bulan pertama sejak terjadinya *stroke* [13]. Proses rehabilitasi penting untuk

mengembalikan fungsi motorik dari pasien sehingga meningkatkan kemandirian dan kualitas hidup dari pasien tersebut, sehingga pasien tidak lagi tergantung pada *care giver* atau perawat untuk melakukan kegiatan sehari-hari yang memanfaatkan fungsi motorik tungkai atas atau *upper limb*; yang mana menjadi bagian fundamental dari aktivitas manusia.

2.2. Akibat dari Stroke: Hemiplegia

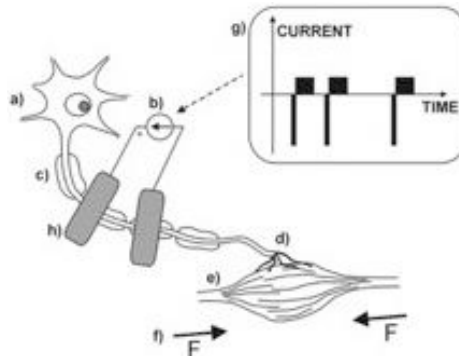
Hemiplegia adalah kelumpuhan pada satu sisi tubuh manusia yang disebabkan oleh *stroke*, *cerebral palsy*, *sclerosis*, tumor otak, dan penyakit sistem syaraf ataupun penyakit otak lainnya [14]. Diperkirakan sebanyak 80% penderita *stroke* akan mengalami permasalahan hemiplegia, diawali dengan gejala kelemahan otot ataupun kesulitan menggerakkan anggota badan pada satu sisi tubuhnya. Kelemahan atau hilangnya fungsi otot pada bagian tubuh berkorelasi pada daerah jaringan otak yang mengalami kerusakan. Ketika jaringan otak sebelah kiri mengalami kerusakan akibat *stroke*, maka pasien akan kehilangan fungsi gerak pada bagian kanan, kesulitan dalam berbicara, memahami perkataan orang lain, dan kesulitan memproses informasi spasial; hal ini dikarenakan bagian otak kiri mengontrol pemrosesan bahasa dan bicara. Sementara itu jika pasien mengalami kerusakan jaringan otak sebelah kanan, maka akan mengalami kelumpuhan pada bagian kiri dari tubuh, kehilangan konsentrasi, dan lupa ingatan jangka pendek atau *short-term memory loss*; hal ini disebabkan bagian kanan dari otak mengontrol proses pembelajaran, komunikasi non-verbal, dan sikap manusia. *Pure motor hemiparesis* adalah bentuk yang paling sering terjadi dari hemiplegia, dengan gejala kelemahan sampai kelumpuhan pada lengan, kaki, dan wajah pada satu sisi tubuh. Hemiplegia dapat ditangani dengan menjalani terapi psikomotorik seperti menggunakan *functional electrical stimulation* atau FES pada daerah yang lumpuh agar dapat mengembalikan fungsi motorik yang berkorelasi dengan kerja otot.

2.3. Sistem Muskuloskeletal untuk Pergerakan Tangan Menggenggam

Gerakan menggenggam tangan berupa *hammer grip* dilakukan dengan melakukan *flexion* penuh pada jari menuju arah telapak tangan dan *flexion* dari ibu jari, dengan bentuk menggenggam seperti ketika memukul atau menggenggam palu atau benda silindris lainnya. Otot yang bertugas untuk melakukan *flexion* pada jari adalah *flexor digitorum superficialis* atau FDS seperti pada Gambar 2.1 yang terhubung dengan jaringan syaraf median [15]. FDS memiliki jalur dibawah otot *flexor retinaculum* yang berada dalam *capal tunnel* dan terpecah jalurnya mengikuti jalur pertulangan masing-masing jari atau yang disebut *phalanges*. Selain itu, pergerakan menggenggam *hammer grip* juga didukung oleh *flexor digitorum profundus* atau FDP yang bertanggung jawab atas pergerakan gerakan *flexion* pada sendi *interphalangeal* proksimal dan distal. Sementara pergerakan *flexion* pada persendian *metacarpal* dilakukan oleh otot *lumbrical* yang terhubung pada *flexor digitorum longis*.



Gambar 2.1 Otot flexor digitorum superficialis [15]



Gambar 2.2 Prinsip kerja dari sistem FES secara umum [16]

Pergerakan menggenggam dalam prinsip biomekanikal memiliki derajat *range-of-motion* yang berbeda-beda untuk tiap jari. Nilai fleksi terbesar dapat dideteksi pada pergerakan *Proximal IP Joint* atau sendi PIP pada jari tengah dengan derajat maksimal fleksi pada $0-107^\circ$ [17]. Nilai tersebut didapatkan dari rata-rata *range-of-motion* pada gerakan fleksi jari-jari tangan dari beberapa penelitian lainnya dan dapat dimanfaatkan untuk melakukan konversi tegangan *flex sensor* ke derajat. Sehingga dengan data *range-of-motion*, dapat dilakukan kalibrasi lebih lanjut terhadap data sensor yang digunakan.

2.4. FES secara Umum dan Kegunaannya

Functional electrical stimulation adalah pemberian stimulus elektrik berdaya rendah pada bagian tubuh dengan tujuan untuk mengembalikan fungsi yang hilang akibat suatu penyakit [18], dalam hal ini adalah *stroke*. FES dapat digunakan untuk menstimulasi otot melakukan gerakan kontraksi dengan mengirimkan pulsa pendek bertegangan tinggi yang merepresentasikan rangsangan potensial aksi dari sistem *neuromuscular*. Gerakan yang dapat dihasilkan merupakan gerakan fungsional seperti menggapai, menggenggam, dan berjalan dengan memberikan stimuli listrik seperti pada Gambar 2.2 dengan prinsip kerja sebagai berikut [16]: sel nukleus (a) bertanggung jawab untuk meneruskan rangsangan masukan dari badan dendrit lain, akibat *stroke* ataupun kelainan sistem syaraf, nukleus tidak dapat meneruskan rangsangan pada jaringan eferen dari syaraf, yang jika terhubung pada sistem motorik otot akan menyebabkan kelumpuhan otot atau *muscle impairment* sehingga suatu sistem FES (b) memberikan rangsangan stimulus pada sel syaraf yang terganggu,

menggunakan jalur syaraf dorman (c) (terganggu fungsionalnya, namun utuh secara anatomi) yang kemudian meneruskan rangsangan potensial aksi menuju celah sinaptik atau *neuromuscular junction* (d). Serat otot yang berada di ujung celah sinaptik akan merespon (e) dengan melakukan kontraksi, menghasilkan gaya otot (f). Arus negatif (g) akan menghasilkan depolarisasi (h) ketika arus negatif tersebut memasuki akson.

Terapi FES dapat sangat berguna dalam restorasi fungsi tungkai atas karena secara klinis terbukti untuk merekonstruksi dan reorganisasi jaringan syaraf pada sistem syaraf tubuh manusia [19]. Hal ini dapat terjadi karena FES dapat meningkatkan proses neurogenesis (regenerasi dan diferensiasi sel punca syaraf) pada daerah yang mengalami kerusakan fungsional, mengorganisir sinaptogenesis secara spasial dan topografikal, mengaktifkan kembali *memory* pada sistem neuromuskular, merekonstruksi jalur syaraf yang tersisa (dorman) pada sistem syaraf agar dapat mengontrol dan mengeksekusi fungsi motorik sesuai yang diinginkan, secara repetitive memberikan respon masukan dan keluaran untuk mengembalikan fungsi syaraf yang tersisa dan menurunkan ambang batas propagasi potensial aksi agar otot berkontraksi, dan mempertahankan keutuhan dari sistem neuromuskular pada tubuh manusia. Hasil uji coba klinis membuktikan bahwa pengembalian fungsi menggapai dan menggenggam pada pasien pasca *stroke* dan luka tulang belakang adalah relevan dan spesifik pada perlakuan terapi berbasis FES.

2.5. Sistem Kontrol FES Secara Umum

Beberapa penggunaan FES sebagai terapi dan rehabilitasi untuk pasien pasca *stroke* sudah sering dilakukan, seperti oleh Graupe *et al*, 1995 [20], dengan memanfaatkan *artificial neural network* atau ANN pada sistem kontrol FES untuk rehabilitasi pergerakan dan berdiri pada pasien paraplegia atau kelumpuhan tubuh bagian bawah. Penggunaan metode kontrol lain juga dilakukan oleh Watanabe *et al*, 2003 dengan memanfaatkan sistem kontrol PID untuk dua derajat kebebasan pada pergerakan pergelangan tangan [21]; stimulus listrik diberikan pada empat otot yaitu *extensor carpi radialis longus/brevis* (ECR), *extensor carpi ulnaris* (ECU), *flexor carpi radialis* (FCR), dan *flexor carpi ulnaris* (FCU). Sistem PID yang digunakan dipilih untuk meringankan beban pasien yang timbul akibat penggunaan sistem kontrol lain seperti ANN, yang mengharuskan sistem mengalami proses pembelajaran agar mendapatkan keluaran sistem sesuai yang dibutuhkan. Kontrol keluaran FES dicapai dengan mengatur intensitas stimulus yang diberikan pada pasien berdasarkan data gerak pasien.

Selain itu, pengembangan dari sistem tersebut diusulkan oleh Kurosawa *et al*, 2005 [22] yang memanfaatkan sistem kontrol berbasis *feedback error learning* atau FEL yang terbukti dapat mengatasi kelemahan sistem PID akibat latensi atau waktu respon terhadap stimulus dari sistem neuromuskular yang cukup tinggi ketika melakukan pergerakan dengan cepat. Metode FEL dilakukan dengan menggabungkan sistem *inverse dynamics model* atau IDM berbasis jaringan

neural atau *neural network* empat (4) lapis dengan kontrol umpan-balik PID yang berasal dari pergerakan tungkai yang diukur oleh *goniometer*. Hal ini diwujudkan dengan menggunakan kontrol *feedforward* sebagai sistem yang mengkompensasi gangguan pada sistem FES sementara IDM secara penuh mengontrol pergerakan tungkai sekaligus melakukan proses pembelajaran ANN pada saat bersamaan. Penggunaan sistem ini mengakibatkan proses pembelajaran tidak perlu dilakukan secara terpisah, namun terintegrasi dalam sistem kontrol yang utuh; menjadikan suatu sistem kontrol dengan pembelajaran yang tidak menambah beban dari pasien yang menggunakan sistem tersebut.

Pengembangan sistem kontrol yang selanjutnya menggunakan sistem umpan balik *bio-feedback* dalam hal ini berupa sinyal otot atau *electromyography* (EMG) seperti yang dilakukan oleh Li *et al*, 2008 [23] dan Zhou *et al.*, 2018 [24]. mengajukan sistem kontrol yang digunakan adalah sistem kontrol terbuka dengan mengambil sinyal EMG sebagai parameter yang digunakan untuk memberikan keluaran intensitas pada sistem FES kemudian diukur kemampuan melacak dengan pergerakan tangan dan parameter *jerking* atau gerakan mendadak dari pasien. Sinyal EMG digunakan sebagai refleksi dari intensi pergerakan secara sadar oleh pasien, sehingga sistem FES dapat membantu meningkatkan performa pergerakan tungkai yang terganggu. Zhou *et al.* mengusulkan penggunaan sinyal EMG dari bagian tungkai yang tidak mengalami gangguan fungsi pada pasien hemiplegia sebagai sinyal referensi kontrol FES seperti pada Gambar 2.3. Sinyal EMG pada tungkai normal akan dibandingkan dengan sinyal EMG pada tungkai yang kehilangan fungsionalitasnya, sehingga proses umpan balik dapat terjadi untuk mengontrol FES dengan Persamaan 2.1, Persamaan 2.2, dan Persamaan 2.3,

$$EMG_{bias} = RMS_{unaffected} - RMS_{affected} \quad (2.1)$$

$$Q = \frac{EMG_{bias}}{EMG_{unaffected}} \quad (2.2)$$

$$I_R = \frac{I_{max}}{Q_{max} - Q_{min}} Q - \frac{I_{max}Q_{min}}{Q_{max} - Q_{min}} \quad (2.3)$$

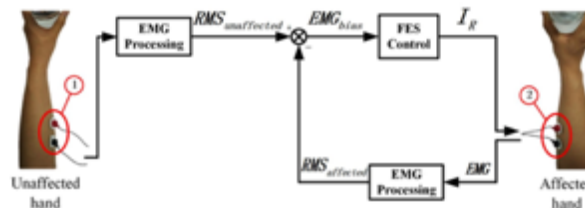
dengan $RMS_{unaffected}$ dan $RMS_{affected}$ adalah nilai RMS dari sinyal EMG yang terbaca, I_R adalah intensitas arus FES yang dihasilkan modul FES, I_{max} adalah intensitas stimulus maksimal, Q_{max} adalah ambang batas atau *threshold* untuk deteksi pergerakan dan Q_{min} adalah ambang batas minimal yang diperlukan oleh lengan yang mengalami gangguan fungsi untuk melakukan suatu pergerakan tanpa bantuan dari sistem FES. Dengan sistem kontrol tertutup, diharapkan pergerakan tangan menjadi terkontrol sesuai dengan intensi pengguna.

Metode penggunaan FES yang diaplikasikan oleh Hodkin *et al.* [25] adalah menggunakan sensor jarak untuk mengaktifkan FES serta petunjuk audio-visual berupa LED dan suara dari *buzzer* untuk memberikan instruksi pada pasien rehabilitasi untuk melakukan suatu tindakan atau *task* yang telah dispesifikasikan seperti pada Gambar 2.4. Metode kontrol otomatis FES digunakan untuk melakukan pergerakan *reaching* dan *release grasping* dengan tujuan untuk

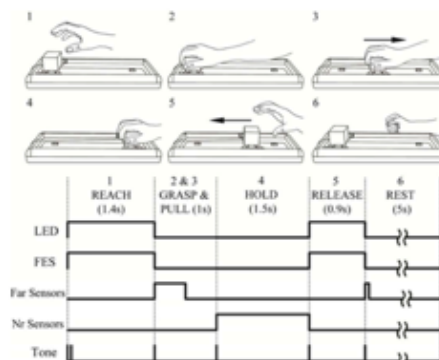
mengembalikan fungsi dari pergerakan tangan pasien trauma tulang belakang maupun *stroke*. Metode *reaching* dan *release grasping* dapat meningkatkan performa dari sebagian subjek yang diteliti, meskipun jumlah sampel yang lebih besar diperlukan untuk mengambil kesimpulan dari data penelitian yang ada. Sebanyak 78% pasien *stroke* menyetujui bahwa penggunaan FES dalam studi ini meningkatkan performa dalam melakukan tugas yang telah diberikan oleh metode rehabilitasi tersebut.

2.6. Rangkaian Dasar FES

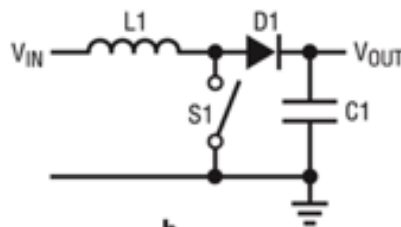
Rangkaian dasar FES terdiri dari *boost converter* dan pengontrolnya. Dalam penelitian ini digunakan *boost-converter* dengan kontrol PID.



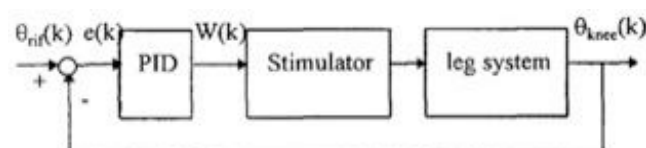
Gambar 2.3 Sistem kontrol FES tertutup dengan sinyal EMG tungkai normal sebagai umpan balik [24]



Gambar 2.4 Metode kontrol otomatis FES berbasis pergerakan *reaching* dan *grasping* [25]



Gambar 2.5 Rangkaian dasar *boost converter* [26]



Gambar 2.6 Metode kontrol PID dengan umpan balik sudut pergerakan lutut [27]

2.6.1. Rangkaian Boost Converter

Rangkaian *boost converter* atau disebut DC-DC converter adalah suatu rangkaian yang berfungsi untuk menghasilkan tegangan keluaran yang lebih besar dari tegangan masukan atau tegangan sumber. Untuk menjaga hukum konservasi energi, maka arus keluaran lebih kecil proporsional terhadap arus masukan atau arus sumber. Rangkaian dasar dari *boost converter* adalah seperti pada Gambar 2.5 yang terdiri dari komponen utama berupa inductor, saklar untuk proses *switching*, dioda, dan kapasitor. Prinsip kerja dari *boost converter* bergantung pada dua kondisi saklar S1. Ketika saklar S1 tertutup, kondisi ini disebut *on-state*, maka akan mengakibatkan arus mengalir melalui inductor searah jarum jam dan inductor kemudian menyimpan energi dengan menghasilkan medan listrik; dengan catatan polaritas inductor positif terletak pada sisi kiri inductor yang dekat dengan sumber tegangan. Ketika saklar S1 terbuka, disebut kondisi *off-state*, arus akan berkurang karena mengalir ke arah beban yang memiliki impedansi yang lebih tinggi. Medan listrik yang dihasilkan pada awal *on-state* akan terdegradasi untuk memastikam arus yang memadai ke arah beban. Sehingga mengakibatkan polaritas inductor akan berbalik; ketika sumber tegangan input V_{IN} dihubungkan secara serial dengan tegangan inductor V_L , maka tegangan keluaran V_o adalah penjumlahan dari V_L dan V_{IN} . Kapasitor akan menjaga level tegangan agar tetap tinggi dan mengurangi *ripple* tegangan keluaran.

Proses penampungan energi oleh inductor dapat diatur oleh sinyal PWM yang menggantikan saklar S1 sebagai pengubah kondisi *on-state* dan *off-state*. Sinyal PWM akan diumpankan pada transistor yang memiliki kapabilitas *fast-switching* seperti MPSA42. Tegangan keluaran dari *boost-converter* dapat diatur dengan mengubah nilai *duty-cycle* dari PWM tersebut; hubungan ini ditunjukkan oleh Persamaan 2.4 [26],

$$V_o = \frac{V}{1 - D} \quad (2.4)$$

dengan V_o adalah tegangan keluaran, V adalah tegangan masukan, dan D adalah nilai *duty-cycle* yang digunakan untuk proses *switching*. Nilai induktansi minimal yang diperlukan dalam rangkaian *boost-converter* diatur oleh Persamaan 2.5 [26],

$$L_{min} = \frac{D \cdot (1 - D)^2}{2 \cdot f} R \quad (2.5)$$

dengan L_{min} adalah nilai induktansi minimum yang dapat digunakan, D adalah nilai *duty-cycle* yang digunakan, dan R adalah nilai hambatan atau resistansi. Nilai induktansi yang digunakan biasanya bernilai 10 kali dari nilai L_{min} . Nilai kapasitor yang digunakan dapat dicari dengan Persamaan 2.6,

$$C = \frac{V_o \cdot D}{R \cdot C \cdot \Delta V_o} \quad (2.6)$$

dengan C adalah nilai kapasitor yang digunakan dan ΔV_o adalah selisih tegangan keluaran dengan tegangan masukan. Selain itu, tahap terakhir dari perancangan

boost-converter adalah menghitung nilai arus maksimum yang melewati induktor yang diatur oleh Persamaan 2.7,

$$I_{max} = \frac{V_i}{(1-D)^2 \cdot R} + \frac{V_i \cdot D}{2 \cdot L \cdot F} \quad (2.7)$$

dengan I_{max} adalah arus maksimal yang melewati induktor dengan parameter tegangan masukan V_i , nilai resistor R , nilai kapasitor F , nilai frekuensi PWM yang digunakan f , dan nilai *duty-cycle* D yang digunakan.

2.6.2. Sistem Kontrol PID

Sistem kontrol FES yang umum digunakan untuk penelitian adalah sistem kontrol PID tertutup seperti pada Gambar 2.6. Pada sistem kontrol yang diusulkan oleh Ferrarin *et al*, digunakan sinyal umpan balik berupa *range-of-motion* dari sudut lutut yang dihasilkan dari pergerakan FES untuk kemudian dibandingkan dengan nilai sudut lutut yang diinginkan. Sistem kontrol ini juga dapat digunakan untuk pergerakan lutut dan juga siku, dengan memanfaatkan goniometer sebagai alat ukur pergerakan dan modul *master-slave* PID yang bekerja secara bersama untuk mengatur lebar pulsa atau periode gelombang PWM (W) sesuai Persamaan 2.8 [27],

$$w(k) = P \cdot e(k) + I \cdot \sum [e(k) \cdot \Delta k] + D \cdot \frac{\Delta e(k)}{\Delta k} \quad (2.8)$$

dengan $w(k)$ = keluaran PID sebagai lebar pulsa, P adalah parameter penguatan proporsional, I adalah parameter penguatan integral, D adalah parameter penguatan *derivative*, $e(k)$ adalah sinyal galat atau *error* = $\theta_{reference}(k) - \theta_{object}(k)$, dan Δk adalah waktu *sampling*

Parameter nilai penguatan P , I , dan D ditentukan dengan formula *Ziegler* dan *Nichols*' seperti Persamaan 2.9, Persamaan 2.10, dan Persamaan 2.11 [28],

$$P = 0,6 \cdot Kp_{lim} \quad (2.9)$$

$$I = \frac{P}{0,5 \cdot T_{lim}} \quad (2.10)$$

$$D = P \cdot 0,125 \cdot T_{lim} \quad (2.11)$$

dengan Kp_{lim} adalah penguatan proporsional dari pengontrol P yang menghasilkan osilasi sistem yang stabil dan T_{lim} adalah rata-rata periode osilasi, nilai tersebut didapatkan dengan melakukan eksperimen dengan simulator PID untuk menentukan nilai yang sesuai. Prinsip kerja dari sistem FES ini adalah keluaran dari FES akan mereproduksi pergerakan dari bagian tubuh yang diberi perlakuan $\theta_{object}(k)$ sesuai dengan trayektori yang ditentukan sebelumnya dalam variabel $\theta_{reference}(k)$.

Meskipun nilai penguatan P , I , dan D dapat ditemukan menggunakan pendekatan metodik seperti *Ziegler-Nichols*, tidak menutup kemungkinan dilakukan pendekatan *expert-based* seperti menggunakan metode *trial-and-error* untuk menentukan nilai penguatan P , I , dan D yang lebih sesuai dengan karakteristik sistem yang akan didesain.



Gambar 2.7 Ilustrasi *flex sensor* [29]

2.7. Sensor Flex

Sensor fleksibel atau *flex sensor* adalah jenis sensor resistif yang tersusun atas material berupa *resin* yang memiliki tinta konduktif diatas suatu potensiometer fleksibel yang mana nilai resistansinya berubah akibat pembengkokan atau perubahan kelengkungan dari material tersebut [29] seperti pada Gambar 2.7. Prinsip ini dapat digunakan sebagai pembagi tegangan pada suatu node dalam rangkaian listrik yang akan digunakan sebagai masukan dari suatu sistem. Spesifikasi umum dari *flex sensor* adalah memiliki nilai resistansi $10\text{ K}\Omega \pm 30\%$; pada posisi tidak dibengkokkan atau datar, nilai resistansinya dapat mencapai $60\text{ K}\Omega$ sampai $110\text{ K}\Omega$. Penggunaan daya dari *flex sensor* adalah sebesar $0,5\text{ Watt}$ untuk penggunaan terus menerus.

2.8. Pemrograman Berbasis UNITY

Pemrograman UNITY adalah mesin pembuat permainan atau *game engine* yang multi-platform, dapat digunakan untuk menghasilkan permainan dua dimensi, tiga dimensi, *virtual reality*, *augmented reality*, dan permainan simulasi lainnya. Mesin permainan ini menawarkan *scripting* atau pemrograman berbasis objek dengan bahasa C#. UNITY dapat digunakan secara gratis dengan opsi *free licensing* untuk penggunaan pribadi ataupun perusahaan kecil dengan keuntungan kurang dari $\$100.000$ per tahun. Selain itu, banyak pemrograman berbasis *template* yang tersedia secara *open source* atau terbuka untuk dilakukan pengembangan lebih lanjut yang dapat digunakan secara gratis.

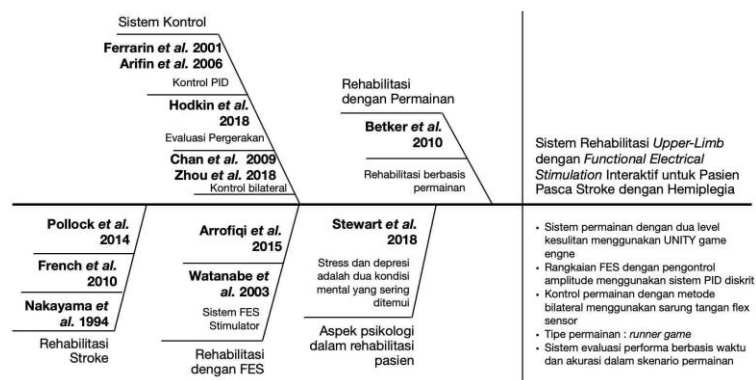
2.9. Sistem Permainan untuk Rehabilitasi

Rehabilitasi adalah proses yang dibutuhkan untuk memperbaiki, mengembalikan, mengembangkan fungsi tubuh yang terhilang akibat terserang penyakit dan merupakan bagian integral dalam terapi pasca *stroke*. Selama ini, sistem rehabilitasi hanya berbasis perintah dan gerakan berurutan yang tidak menyenangkan bagi pasien, maka dibuatlah suatu sistem rehabilitasi yang terkoneksi dengan permainan. Menurut beberapa penelitian sebelumnya, penggabungan suatu sistem rehabilitasi dengan permainan pada suatu *platform* dinamis dapat meningkatkan tingkat kesenangan subjek selama melakukan proses rehabilitasi sekaligus meningkatkan performa subjek untuk melakukan fungsi-fungsi motorik yang menjadi fokus rehabilitasi. Selain itu, pemanfaatan dasar perancangan *game* terbukti dapat mengurangi beban psikologis pasien [30], [31].

2.10. Rasional

Sistem yang diusulkan akan menggunakan metode evaluasi pergerakan tangan yang mengalami gangguan fungsional untuk melakukan pergerakan menggenggam atau *grasping*. Umpan balik dari pergerakan *grasping* akan menggunakan sinyal dari *flex sensor* yang dipasangkan pada kedua pergelangan tangan subjek. Penelitian terbatas pada subjek hemiplegia, maka pergerakan tangan normal berfungsi sebagai masukan dari sistem permainan FES yang kemudian mereproduksi pergerakan tangan tersebut pada tangan yang mengalami kelumpuhan sesuai dengan metode kontrol bilateral yang diusulkan oleh Zhou *et al.* dan Chan *et al.* [24], [32]; dengan mengubah metode umpan balik menggunakan umpan balik *range-of-motion* dari pergerakan tangan normal yang digabungkan dengan metode kontrol PID yang diusulkan Ferrarin *et al.* [27] dan Watanabe, *et al.* [21]. Metode ini digabungkan dengan sistem permainan karena penggunaan sistem permainan karena telah terbukti memberikan performa yang sama bahkan lebih baik dari subjek setelah melakukan beberapa percobaan [30], [31].

Berdasarkan studi literatur yang telah dilakurkan dan paparan tersebut, dibuat suatu *fishbone diagram* seperti pada Gambar 2.8 yang terdiri dari: metode rehabilitasi untuk *stroke*, mode rehabilitasi dengan FES, sistem kontrol FES yang digunakan, serta mode rehabilitasi berbasis permainan. Penggunaan permainan sebagai metode rehabilitasi juga didasari dari fakta bahwa dua kondisi psikologis yang sering ditemui oleh terapis pada pasien rehabilitasi adalah *stress* dan kegelisahan; dan cara yang paling sering diambil oleh para terapis adalah dengan memvariasikan jenis kegiatan dalam rehabilitasi agar tidak membosankan [11]. Sehingga dilakukan metode umpan balik yang tidak terbatas pada umpan balik visual yang kaku, namun imersif dalam bentuk permainan dan interaktif sehingga subjek dapat secara aktif berpartisipasi dalam proses rehabilitasi. Selain itu, penelitian ini tidak berfokus pada bagaimana mendesain sistem kontrol dan pada FES itu sendiri, namun bagaimana metode rehabilitasi yang baru dapat membantu pasien rehabilitasi *stroke* dengan cara menggunakan metode paliatif dan mengevaluasi performa subjek dalam melakukan skenario permainan yang dijalankan dengan tujuan untuk mempertajam fungsi dari rehabilitasi.



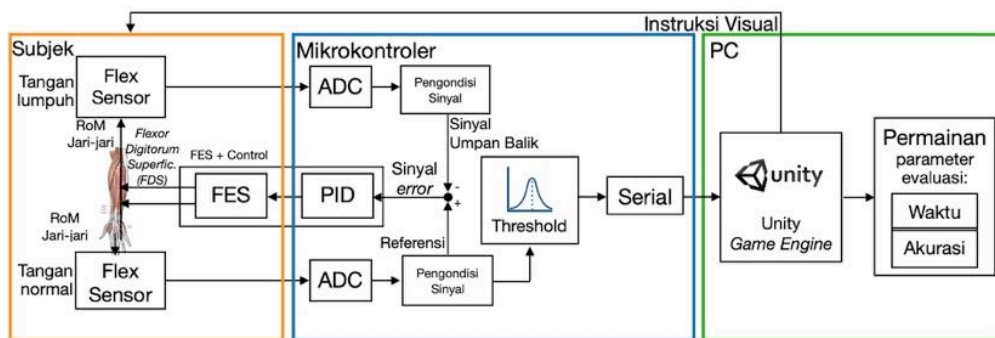
Gambar 2.8 Diagram *fish-bone* penelitian yang diusulkan

BAB III RANCANGAN DAN PENGUJIAN SISTEM

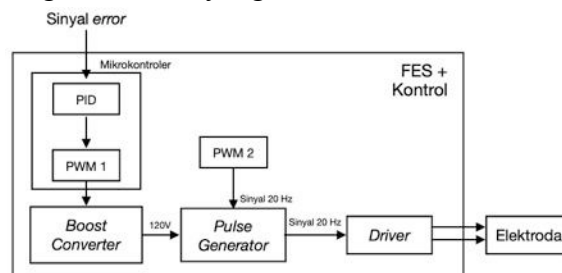
3.1. Diagram Blok Sistem

Diagram blok sistem yang diusulkan adalah seperti pada Gambar 3.1 dengan menggunakan sistem FES yang dikontrol dengan metode kontrol PID. Pasien akan menggerakkan tungkai bagian atas normal dengan gerakan *grasping* (menggenggam) untuk mengontrol permainan, dengan metode *feedback* yang diusulkan oleh Zhou *et al.* [24], stimulus FES akan diberikan pada tangan yang mengalami gangguan fungsi berdasarkan umpan balik dari parameter pergerakan atau *range of motion* dari pergerakan tangan normal; sehingga metode permainan ini dikhususkan untuk penderita hemiplegia. Stimulasi otot akan diberikan pada otot *wrist flexor* untuk mensimulasikan pergerakan menggenggam.

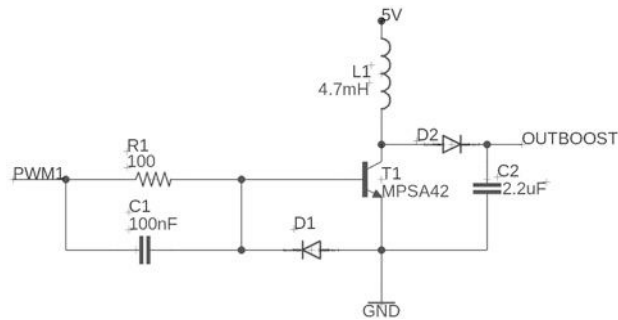
Proses kontrol ini mengikuti penggabungan metode kontrol PID sederhana yang diusulkan Ferrarin *et al.* dengan metode umpan balik berbasis *range-of-motion* dari pergerakan tangan normal yang diusulkan oleh Zhou *et al.* Sistem PID menerima nilai referensi dari parameter pergerakan tangan normal subjek yang diukur dengan sensor *flex* yang dipasang pada pergelangan tangan subjek untuk pergerakan menggenggam, setelah itu, selisih nilai dari nilai referensi pada tangan normal dan nilai parameter *range-of-motion* dari tangan yang mengalami gangguan akan diumpankan sebagai bentuk sinyal galat atau *error* kontrol PID yang kemudian mengontrol modul FES. Metode ini ditujukan agar pasien menjalani metode rehabilitasi berbasis permainan dan tanpa sadar melakukan proses rehabilitasi sembari melakukan permainan untuk mempercepat proses rehabilitasi.



Gambar 3.1 Blok diagram sistem yang diusulkan



Gambar 3.2 Blok diagram kontrol FES yang digunakan



Gambar 3.3 Rangkaian *boost-converter* dengan masukan dari *signal generator*

Metode permainan yang diusulkan memanfaatkan *flex sensor* yang terpasang pada subjek untuk memberikan masukan pada permainan yang diusulkan. Metode pengenalan yang digunakan untuk pergerakan dapat menggunakan *thresholding* atau penggunaan ambang batas untuk pergerakan menggenggam (*grasping*). Pengenalan pergerakan ini dapat diumpangkan sebagai masukan dari permainan seperti mengontrol permainan sederhana yang terdiri dari dua kontrol: berjalan dan melompat. Kontrol berjalan dalam permainan akan dilakukan secara otomatis sehingga pengguna hanya perlu mengontrol pergerakan melompat. Kontrol melompat akan dikorelasikan dengan pergerakan menggenggam. Tingkat kesulitan diimplementasikan pada level yang berbeda-beda sesuai dengan desain permainan.

3.2. Rancangan Perangkat Keras Sistem

Rangkaian dasar dari FES terdiri dari *boost converter* dan *pulse generator* yang dapat dikontrol melalui mikrokontroler. Metode kontrol FES yang digunakan adalah PID dengan memanfaatkan umpan balik dari pengontrolan permainan dari pergerakan lengan yang tidak mengalami gangguan untuk sinkronisasi pemberian stimulus dengan *task* yang dilakukan. Secara umum, diagram rangkaian FES yang diusulkan adalah seperti pada Gambar 3.2 yang terdiri dari rangkaian suplai daya, *boost converter*, *pulse generator*, kontrol PID, dan elektroda.

3.2.1. Rancangan Rangkaian Boost Converter

Bagian pertama dari rangkaian FES sederhana adalah suplai daya 5V seperti pada Gambar 3.3 dengan menggunakan komponen *voltage regulator* untuk mengatur tegangan masukan 11,1V dari baterai menjadi 5V DC menggunakan IC seri LM7805. Penggunaan dioda dimaksudkan untuk membatasi arus balik, sementara penggunaan kapasitor adalah untuk efek *smoothing* dari sinyal keluaran LM7805, sesuai dengan yang dianjurkan oleh *datasheet*. Lampu indikator LED juga digunakan, dengan resistor untuk membatasi arus yang mengalir ke LED, mencegah kerusakan LED. Tegangan diumpangkan pada induktor 4.7mH sesuai perhitungan pada Persamaan 2.5.

Keluaran dari suplai 5V menjadi salah satu masukan VCC pada kaki *collector* pada rangkaian *boost converter* pada Gambar 3.3. Prinsip kerjanya

menggunakan karakteristik induktor yang bersifat menahan perubahan arus akibat keberadaan dan ketiadaan medan magnet. Sementara pemilihan dioda yang digunakan dalam rangkaian mempertimbangkan kemampuan *switching* dioda yang harus cepat pada tegangan tinggi (150V pada 20Hz), sehingga digunakan dioda *fast-switching* bertegangan tinggi seperti 1N4148. Penggunaan dioda pada bagian *collector* pada transistor MPSA42 dimaksudkan untuk mencegah arus balik akibat pengosongan kapasitor 22 μF , agar komponen yang terhubung dengan *load* tidak rusak. Selain itu, transistor digunakan sebagai pengganti *switch* pada rangkaian *boost-converter*, sehingga proses *switching* antara *on-state* dan *off-state* dapat terjadi secara cepat.

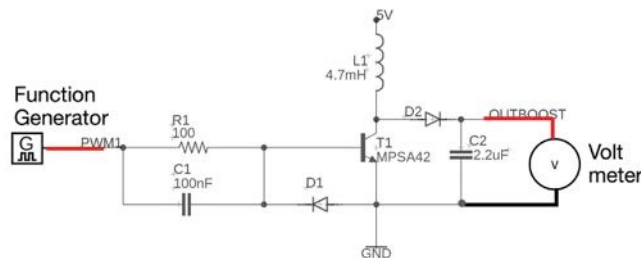
Rangkaian PWM 1 memanfaatkan keluaran PIN A6 dari STM32F103C8T6 seperti pada Gambar 3.3 yang merupakan TIM 3 yang dapat diatur frekuensi dan *duty cycle* keluarannya dengan menggunakan Persamaan 3.1 dan Persamaan 3.2 secara berurutan. Untuk rangkaian PWM 1, digunakan nilai frekuensi tetap yang tidak menimbulkan rasa sakit dan *duty-cycle* disesuaikan dengan tegangan maksimal yang dibutuhkan, hal ini berkorelasi dengan keluaran *boost converter* yang bergantung pada proses *switching* tersebut.

$$f = \frac{\text{clock period}}{TIM_{Period} + 1} \quad (3.1)$$

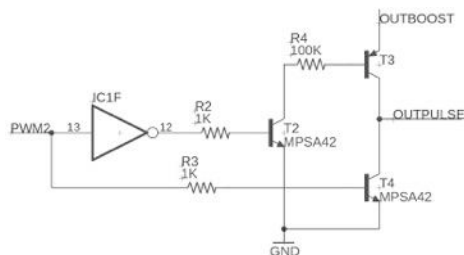
$$Duty\ cycle = \frac{72\text{ MHz}}{TIM_{PRESACLER} + 1} \quad (3.2)$$

3.2.2. Pengujian Rangkaian *Boost-converter*

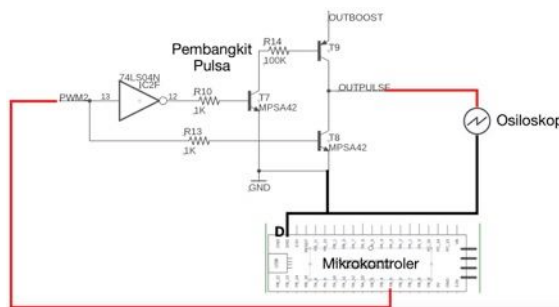
Pengujian *boost converter* akan dilakukan dengan memberikan suatu sinyal dengan frekuensi berubah-ubah dari nilai 1 KHz sampai 20 KHz pada rangkaian *boost-converter* seperti pada Gambar 3.4 dengan nilai *duty-cycle* yang diumpangkan ditetapkan pada angka 15% sesuai dengan rekomendasi pada [6], kemudian mengukur tegangan keluaran rangkaian dengan *volt-meter*. Berdasarkan perubahan nilai frekuensi tersebut, akan dicatat amplitudo tegangan keluaran tertinggi yang dapat dihasilkan *boost converter* seperti pada Tabel 3.1. Nilai frekuensi yang digunakan untuk menghasilkan pulsa yang mengeksitasi proses *switching* adalah yang menghasilkan tegangan keluaran yang cukup untuk menstimulus otot. Nilai frekuensi akan menentukan nilai $TIM_{PRESACLER}$ dan TIM_{PERIOD} pada pengaturan frekuensi dan *duty-cycle* sinyal PWM 1 pada mikrokontroler.



Gambar 3.4 Pengujian keluaran *boost-converter* dengan *volt-meter*



Gambar 3.5 Rangkaian pembangkit pulsa pendek $200 \mu\text{s}$ @ 20Hz untuk masukan *driver* yang menghasilkan keluaran FES



Gambar 3.6 Pengujian pembangkit pulsa selebar $200 \mu\text{s}$ @ 20Hz

3.2.3. Perancangan Rangkaian Pembangkit Pulsa

Pembangkit pulsa akan menggunakan PWM dari mikrokontroler yang diatur berdasarkan frekuensi sebesar 20Hz dan *duty-cycle* sebesar $99,519\%$ sesuai dengan karakteristik *driver* FES yang diinginkan, disebut sinyal dari PWM2. Nilai *duty-cycle* $99,519\%$ akan menghasilkan sinyal dengan waktu non-aktif atau $T_{MATI} = 200 \mu\text{detik}$. Sinyal pulsa ini akan digunakan untuk mengaktifkan rangkaian transistor *driver* pada bagian kanan dari Gambar 3.5. Dengan penggunaan rangkaian *NOT-GATE*, maka bentuk pulsa yang dihasilkan pada keluaran *OUTPULSE* adalah kebalikan dari sinyal masukan PWM2. Transistor yang digunakan pada proses *switching* harus memenuhi dua syarat, yaitu tegangan V_{CE} dan arus yang melalui transistor harus lebih besar dari tegangan dan arus keluaran *boost converter*. Sehingga digunakan transistor bertipe MPSA42 (NPN) dan MPSA92 (PNP) untuk memenuhi persyaratan tersebut.

3.2.4. Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa

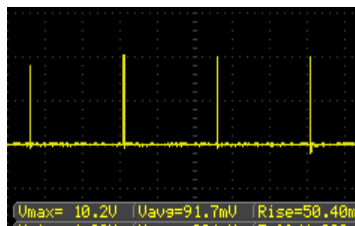
Pengujian rangkaian pembangkit pulsa langsung dihubungkan dengan keluaran dari *boost-converter* dan PWM 2 yang berasal dari mikrokontroler seperti pada Gambar 3.6. *Duty-cycle* dari PWM 2 adalah 99% dengan T_{ON} sebesar $200 \mu\text{s}$ dengan frekuensi PWM 20 Hz . Pengujian akan dilakukan dengan mengukur keluaran rangkaian pembangkit pulsa dengan menggunakan osiloskop untuk melihat frekuensi, *duty-cycle*, dan waktu aktif atau T_{ON} dari sinyal yang dihasilkan. Hasil pengujian yang diharapkan dari pengujian rangkaian pembangkit pulsa adalah seperti pada Gambar 3.7 yang merupakan pulsa stimulus elektrik akhir yang akan diumpankan pada *driver* FES untuk kemudian diteruskan menuju elektroda yang terpasang pada bagian tubuh subjek yang akan diberi stimulus.

3.2.5. Perancangan *Driver* FES

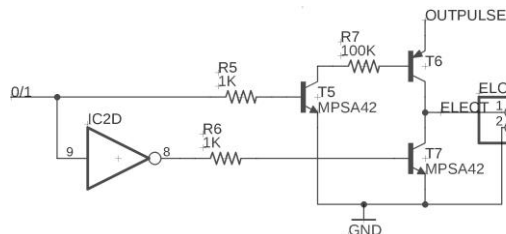
Driver FES digunakan untuk mengontrol keluaran dari *pulse generator* yang disalurkan pada elektroda. Pada dasarnya memiliki rangkaian yang sama dengan *pulse generator*, hanya masukan PWM diganti dengan *driver channel* dari STM32 seperti pada Gambar 3.8. *Driver* FES menerima masukan HIGH atau LOW dari *driver channel* berdasarkan karakterisasi ON/OFF untuk keamanan subjek; jika masukan HIGH, maka keluaran pembangkit pulsa akan diteruskan ke elektroda dan sebaliknya.

3.2.6. Pengujian Rangkaian *Driver* FES

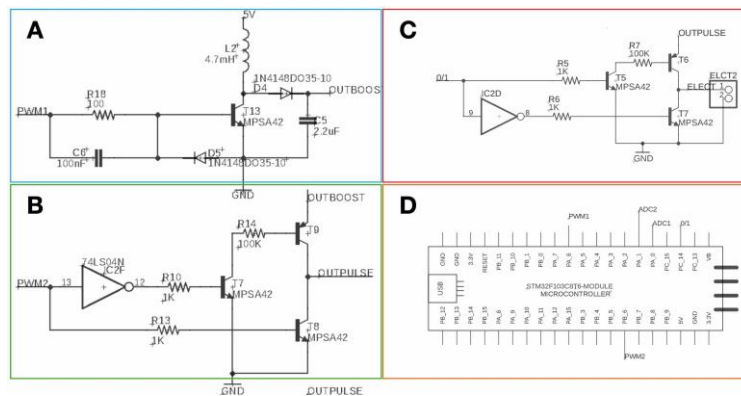
Pengujian rangkaian *driver* dilakukan dengan memberi masukan pada *driver* FES, kemudian melihat keluaran pada pin keluaran elektroda FES. Pengujian ini ditujukan untuk melihat kemampuan rangkaian *driver* untuk mengontrol keluaran dari rangkaian pembangkit pulsa yang akan disambungkan dengan elektroda. Hasil pengujian akan menentukan fungsionalitas dari rangkaian *driver*, termasuk kemampuan *driver* untuk meneruskan sinyal stimulus tanpa mengalami distorsi ataupun keterlambatan.



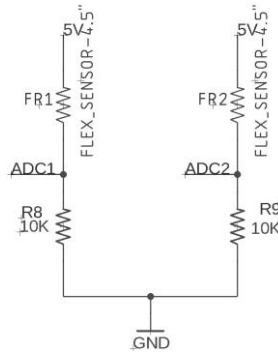
Gambar 3.7 Hasil pengujian pembangkit pulsa yang diharapkan



Gambar 3.8 Rancangan rangkaian *driver* FES



Gambar 3.9 Rangkaian lengkap FES sederhana yang terdiri dari rangkaian *boost-converter*, pembangkit pulsa, *driver* FES, dan mikrokontroler



Gambar 3.10 Rangkaian pembagi tegangan dengan *flex sensor*

Rangkaian FES yang dihasilkan dari pembahasan diatas secara lengkap adalah seperti pada Gambar 3.9, dengan keluaran FES adalah tegangan maksimal secara teoritis sekitar 125V, dengan modulator sinyal PWM dengan nilai T_{NYALA} selebar 200 μ detik dan frekuensi 20Hz. Nilai frekuensi 20Hz digunakan sesuai dengan rekomendasi pada penelitian sebelumnya [6], [21], [33], [34].

3.2.7. Rancangan Rangkaian *Flex Sensor* untuk Kontrol Bilateral

Rancangan rangkaian *flex sensor* untuk kontrol bilateral dari sisi perangkat keras adalah rangkaian pembagi tegangan seperti pada Gambar 3.10. Metode ini memungkinkan karena karakteristik *flex sensor* yang mengalami perubahan nilai resistansi akibat pembengkokan pada *flex sensor*, sehingga ketika nilai resistansi berubah, bacaan nilai tegangan pada V_{ADC} akan berubah secara proporsional mengikuti Persamaan 3.3, dengan V_{ADC} adalah tegangan yang dibaca ADC, V_{IN} adalah tegangan masukan, R_{FLEX} adalah nilai hambatan *flex sensor*, dan R_N adalah nilai hambatan resistor pembagi.

$$V_{ADC} = V_{IN} \times \left(\frac{R_{FLEX}}{R_N + R_{FLEX}} \right) \quad (3.3)$$

Tegangan hasil bacaan *flex sensor* untuk kemudian dinormalisasi seperti dengan menggunakan Persamaan 4.1, yaitu,

$$\text{Nilai normalisasi} = \frac{(V_{flex\ sensor} - V_{minimal})}{(V_{maksimal} - V_{minimal})} \quad (3.4)$$

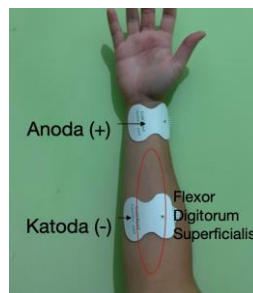
dengan $V_{flex\ sensor}$ adalah tegangan bacaan ADC dari *flex sensor*, $V_{minimal}$ adalah nilai tegangan *flex sensor* dalam keadaan *resting*, dan $V_{maksimal}$ adalah nilai tegangan *flex sensor* dalam keadaan tangan fleksi (menggenggam) maksimal. Proses normalisasi dibutuhkan karena tegangan bacaan *flex sensor* satu berbeda dengan *flex sensor* lainnya yang diakibatkan oleh kualitas bahan resistif yang digunakan dapat berbeda-beda tergantung pada proses manufakturnya. Data tegangan bacaan maksimum dan minimum *flex sensor* akan dituliskan pada tabel untuk kemudian dianalisis. Setelah melalui proses normalisasi, maka data hasil pembacaan akan diumpankan pada suatu filter digital *low-pass filter* untuk mengurangi *spike* dan *noise* akibat pergerakan kabel maupun jala-jala listrik.

3.2.8. Pengujian Rangkaian *Flex Sensor* untuk Kontrol Bilateral

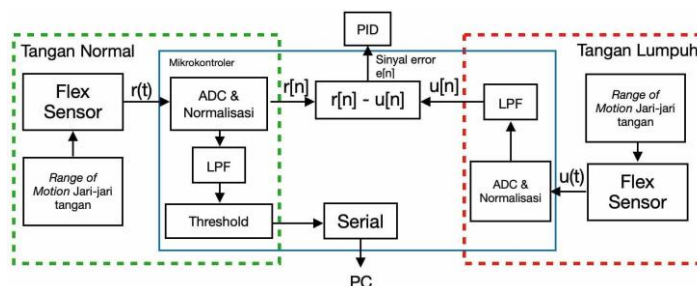
Pengujian rangkaian kontrol bilateral dilakukan untuk pengujian kontrol permainan menggunakan *flex sensor*. Pengujian dilakukan secara sederhana dengan memasang sarung tangan ke tangan kontrol subjek (tangan normal sebagai kontrol) dan subjek diminta untuk melakukan pergerakan fleksi (menggenggam) - ekstensi (*resting*) tangan sesuai dengan urutan gerakan yang bergantian. Data serial yang dikirimkan pada komputer kemudian dituliskan pada tabel untuk kemudian dianalisis lebih lanjut tingkat keberhasilannya.

3.2.9. Peletakan Elektroda

Peletakan elektroda diletakkan pada pada *wrist flexor* tepatnya pada otot *Flexor digitorum superficialis* atau FDS yang terletak pada bagian superfisial (dekat dengan permukaan kulit). Otot FDS bertanggung jawab untuk pergerakan fleksi pada keempat jari-jari yang membentuk pergerakan menggenggam seperti *hammer grip*. Peletakan elektroda adalah sseperti pada Gambar 3.11 dengan menggunakan dua (2) buah elektroda, satu untuk kutub positif (anoda) yang tersambung dengan stimulus diletakkan pada posisi distal dan satu untuk elektroda *ground* (katoda) yang diletakkan pada posisi proksimal. Sinyal pulsa yang dikirimkan oleh modul FES adalah sebesar 20 Hz untuk memperlambat proses terjadinya *muscle fatigue* atau kelelahan otot, dengan tegangan pulsa sebesar 35V dengan beban atau 65V tanpa beban. Sehingga FES yang digunakan pada dasarnya adalah *single channel FES* untuk memberikan stimulus bagi subjek untuk melakukan pergerakan menggenggam atau *grasping* yang dikendalikan oleh nilai referensi *range-of-motion* tangan normal yang didapatkan dari parameter sensor *flex* pada tangan subjek normal.



Gambar 3.11 Peletakan elektroda pada *flexor digitorum superficialis*



Gambar 3.12 Rancangan blok fungsional sistem kontrol bilateral untuk kontrol PID dan kontrol objek permainan

3.3. Rancangan Perangkat Lunak Sistem

Rancangan perangkat lunak sistem terdiri dari pengontrol FES menggunakan PID diskrit yang ditanamkan pada mikrokontroler dan juga sistem permainan yang didesain menggunakan UNITY *game engine*.

3.3.1 Rancangan Sistem Kontrol FES dengan PID

Sistem kontrol yang digunakan adalah sistem PID seperti yang diusulkan oleh Ferrarin *et al.* [27] dengan blok diagram kontrol pada Gambar 3.12 menggunakan persamaan diskrit pada Persamaan 3.5,

$$w[n] = w[n - 1] + (K_p + K_d)e[n] + (K_i - 2K_d - K_p)e[n - 1] + K_d e[n - 2] \quad (3.5)$$

dengan keterangan: $w[n]$ adalah sinyal kontrol pembangkit pulsa PWM 1 yang mengendalikan amplitudo dari *boost-converter* dalam mikrokontroler, K_p adalah penguatan proporsional, K_i adalah penguatan integral, K_d adalah penguatan *derivative*, $e[n]$ adalah sinyal galat atau *error* = $V_{tangan\ normal}[n] - V_{tangan\ lumpuh}[n]$. Parameter K_p , K_d , dan K_i didapatkan berdasarkan dua metode dasar, yaitu pendekatan *trial-error* serta pendekatan yang lebih sistematis menggunakan metode Ziegler-nichols seperti dijelaskan pada sub-bab 2.6.2.

Sinyal $e(t)$ atau sinyal galat (*error*) yang menjadi sinyal masukan dari pengontrol PID didapatkan dari pengurangan nilai tegangan bacaan *flex sensor* pada tangan normal dikurangi tegangan bacaan *flex sensor* pada tangan lumpuh seperti pada Gambar 3.12. Optimasi pengontrol PID dapat dilakukan dengan melakukan pengujian awal terlebih dahulu pada subjek dengan metode merekam respon sistem kontrol PID jika diberi masukan *unit-step*, *ramp*, ataupun jenis masukan yang lain untuk menentukan parameter koefisien K_p , K_i , dan K_d yang menghasilkan karakteristik sistem kontrol yang halus, memiliki *rise time* cepat, dan *overshoot* terkendali. Namun, karakter paling utama yang dibutuhkan dalam sistem kontrol untuk rehabilitasi ini adalah *rise-time* yang cepat.

Kontrol bilateral yang digunakan menggunakan prinsip kontrol proporsional antara pergerakan tangan normal dengan tangan yang mengalami gangguan fungsi atau tangan *impaired*. Ketika tangan normal fleksi sempurna, maka galat antara bacaan trayektori tangan normal dan tangan *impaired* akan membesar, sehingga keluaran sinyal kontrol PID akan secara otomatis meningkatkan nilai PWM. Peningkatan nilai PWM akan memperbesar tegangan keluaran *boost-converter*, yang akan menstimulus tangan *impaired* sehingga galat diperkecil. Untuk mencapai tujuan ini, maka diperlukan pengujian derajat pengepalan lengan pada subjek untuk mengetahui batas maksimal pemberian stimulus FES dengan menggunakan *flex sensor* dan stimulus FES manual pada tangan lumpuh untuk mengetahui level maksimal pengepalan tangan berdasarkan data dari *flex sensor*. Data ini didapatkan dari Tabel 3.3, pada bagian tegangan bacaan tangan *impaired* dari berbagai subjek.

Selain itu, sistem kontrol yang didesain memiliki mekanisme pengaman pada keluaran PID. Keluaran PID yang merupakan pengontrol amplitudo *boost-converter* dengan membatasi *duty-cycle* sinyal PWM pada nilai maksimal 5% untuk menghindari tegangan keluaran *boost-converter* yang terlalu tinggi. Tegangan terlalu tinggi untuk stimulus tungkai atas dapat mengakibatkan fleksi tangan berlebihan menyebabkan rasa sakit dan kebas pada subjek. Sehingga pembatasan pada amplitudo *boost-converter* adalah untuk keamanan dan kenyamanan subjek.

3.3.2 Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode *Trial-Error*

Pengujian sistem kontrol PID dilakukan dengan pertama menentukan parameter kontrol berupa nilai K_p , K_i , dan K_d . Nilai K_p , K_i , dan K_d didapatkan dengan proses *trial-error* dengan mengubah-ubah nilai ketiga parameter tersebut untuk mendapatkan parameter derajat keterkontrolan yang paling baik. Parameter yang diujikan didapatkan dengan memberi suatu masukan *unit-step* pada nilai 85% fleksi maksimum 85% fleksi maksimum atau fleksi sendi PIP sebesar 90,95°, untuk melihat respon sistem pada kombinasi nilai K_p , K_i , dan K_d yang berbeda-beda. Setelah mendapatkan nilai K_p , K_i , dan K_d yang ingin diuji, maka diumpankan suatu masukan *unit-step* seperti pada pengujian nilai K_p , K_i , dan K_d untuk mengetahui respon suatu sistem ketika diberikan suatu gangguan pada masukannya (dari nilai 0 menjadi nilai *unit step*). Hasil parameter yang dievaluasi adalah *steady-state error*, *rise-time*, dan *overshoot* dengan spesifikasi target *steady-state error* kurang dari 5°, *rise-time* kurang dari 650 milidetik, dan *overshoot* kurang dari 10%. Untuk kepentingan pengujian, nilai ternormalisasi dapat dikonversi menjadi derajat fleksi pada jari tengah pada sendi PIP didapat dengan menghitung persamaan linear dari derajat pergerakan fleksi jari tengah terhadap nilai normalisasi [17].

Berdasarkan nilai derajat dari bacaan sensor yang telah mengalami konversi, maka parameter yang dapat diukur dari pengujian ini dapat berupa *steady state error*, *range-of-motion*, dan *rise-time* yang dihasilkan oleh sistem kontrol dalam satuan derajat seperti pada Tabel 3.1. Parameter yang dievaluasi adalah *steady-state error* yang merupakan selisih antara nilai referensi dan keluaran PID, *range-of-motion* (fleksi sendi PIP), dan *rise-time* masing-masing subjek. Pengujian ini untuk melihat derajat keterkontrolan suatu sistem menggunakan kontrol PID diskrit sederhana dan menentukan apakah sistem kontrol tersebut mumpuni untuk digunakan. Selain itu, pengujian juga dilakukan pada subjek yang berbeda untuk mengetahui performa sistem kontrol intra-subjek.

Tabel 3.1 Parameter nilai K_p , K_i , dan K_d dengan pendekatan Ziegler-Nichols

Parameter	Nilai
K_p	$0,6 \times K_u$
K_i	$1,2 \times K_u/P_u$
K_d	$0,075 \times K_u \times P_u$

3.3.3 Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode Ziegler-Nichols

Pengujian kontrol PID dengan metode Ziegler-Nichols dilakukan dengan prinsip pengujian yang sama dengan metode *trial-error*. Hanya saja cara untuk menemukan nilai K_p , K_i , dan K_d disesuaikan dengan persamaan yang tertulis pada Tabel 3.7, sesuai dengan teori pada [28]. Dengan nilai K_p , K_i , dan K_d yang didapatkan dengan pendekatan sistematis, akan dilakukan pengujian dengan masukan *unit-step* pada nilai 85% fleksi maksimum untuk menguji respon keluaran sistem PID dengan pendekatan Ziegler-nichols. Performa sistem kontrol PID dengan pendekatan Ziegler-Nichols akan dicatat pada Tabel 3.8 untuk kemudian dianalisis dan dibandingkan dengan hasil pendekatan *trial-error*.

3.3.4 Rancangan Sistem Permainan UNITY

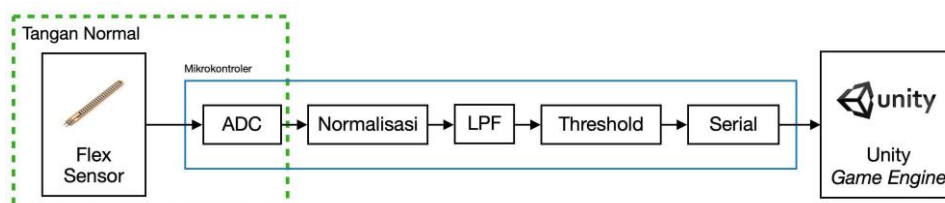
Rancangan sistem permainan UNITY adalah suatu permainan yang digunakan untuk sistem rehabilitasi yang diusulkan, dengan tipe permainan *platformer runner* seperti pada Gambar 3.13. Terdapat objek permainan yang bergerak maju dan melompat untuk menghindari musuh dan arsitektur permainan yang naik dan turun. Ketika objek permainan menabrak musuh, maka secara otomatis akan mengulang level dari *respawn point*. Permainan akan selesai ketika objek permainan mencapai garis selesai atau *finish point*.

3.4. Integrasi Rehabilitasi FES dan Permainan Interaktif dengan UNITY

Rehabilitasi FES dan permainan dilakukan secara digital, dengan masukan dari sensor fleksibel dari jari subjek untuk pergerakan melompat seperti yang dijelaskan pada sub-bab sebelumnya. Sistem permainan yang diusulkan adalah secara sederhana seperti pada Gambar 3.13 dengan sistem penghitungan waktu dan akurasi hasil permainan dengan target waktu yang ada. Keluaran dari sensor fleksibel akan diolah menggunakan metode *thresholding* untuk menentukan ambang batas pergerakan menggenggam yang diperlukan untuk dikenali sebagai masukan bagi permainan.



Gambar 3.13 Rancangan sistem permainan yang diusulkan



Gambar 3.14 Rancangan sistem kontrol permainan dengan *flex sensor*

Sistem yang diusulkan masih dalam tahap perancangan dan realisasi dapat berubah dalam bentuk animasi, namun esensi dari permainan yang diusulkan tetap sama. Pergerakan menggenggam dan menggapai akan ditranslasikan seperti yang dijelaskan sebelumnya untuk menyelesaikan berbagai level permainan dengan rintangan dan tingkat kesulitan yang berbeda. Hal ini dilakukan untuk meningkatkan kemampuan *muscle contraction* pada subjek. Nilai akurasi dan pergerakan dan juga waktu yang akan dianalisis sebagai data peningkatan kemampuan subjek menggunakan permainan untuk melakukan rehabilitasi.

3.4.1. Rancangan Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral Menggunakan *Flex Sensor*

Rancangan sistem permainan dengan kontrol bilateral menggunakan *flex sensor* dicapai dengan memanfaatkan hasil bacaan trayektori pergerakan tangan dari *flex sensor* dengan prinsip kerja seperti pada Gambar 3.14. *Flex sensor* yang akan digunakan total berjumlah dua (2) buah, dengan penempatannya pada sendi *Proximal IP* pada jari tengah untuk merepresentasikan pergerakan menggenggam. Hal ini dapat dilakukan untuk menghilangkan redundansi data karena otot *Flexor digitorum superficialis* tersambung pada keempat jari yang membentuk pergerakan menggenggam.

Bacaan tegangan akan diumpankan pada ADC dari mikrokontroler yang digunakan seperti pada Gambar 3.14 dan skema rangkaian pembagi tegangan pada Gambar 3.11. Sinyal bacaan *flex sensor* hasil pergerakan fleksi kemudian diubah menjadi suatu nilai ternormalisasi menggunakan Persamaan 3.4. Sinyal hasil normalisasi akan melalui proses *thresholding* untuk ditranslasikan menjadi pergerakan melompat pada permainan UNITY. Hal ini dapat dicapai dengan membaca masukan analog dari salah satu pin untuk dibandingkan dengan satu nilai melalui proses *thresholding*. Jika nilai tegangan *flex sensor* lebih tinggi dari *threshold* yang ditentukan oleh pengujian *boost-converter* pada sub-bab 3.2.2, maka subjek dianggap mengepalkan tangan dan mikrokontroler akan mengirimkan data 1 atau HIGH ke PC melalui port serial dan sebaliknya. Data hasil *thresholding* akan dikirim melalui *serial port* oleh mikrokontroler menuju PC sebagai sinyal kontrol pergerakan objek permainan yang akan diterjemahkan oleh UNITY *game engine*.

Pada sisi UNITY *game engine*, data serial yang dikirimkan akan di translasikan menjadi pergerakan melompat dengan membaca dari masukan *port serial* dari PC. Jika masukan port serial PC mengirimkan data 1 atau HIGH, maka *game engine* akan mentranslasikannya menjadi pergerakan melompat dari objek permainan. Selain itu pergerakan berlari atau berjalan pada permainan akan dilakukan secara otomatis oleh komputer sehingga subjek hanya perlu fokus pada pergerakan melompat menghindari musuh atau halangan. Ketika objek permainan menyentuh musuh, maka akan dilakukan mekanisme *respawn* pada objek permainan dari titik mulai.

Metode kontrol bilateral dilakukan sesuai dengan tujuan utama permainan yaitu melibatkan partisipasi aktif subjek dalam proses rehabilitasi yang terbukti dapat mempercepat reorganisasi sistem musculoskeletal [24]. Menurut Chan dkk, sistem kontrol bilateral merupakan metode rehabilitasi yang sesuai untuk rehabilitasi tungkai atas [32]. Selain itu, metode kontrol bilateral digunakan untuk menciptakan sistem rehabilitasi yang lebih interaktif dan menyenangkan bagi subjek/pasien. Dengan partisipasi aktif subjek/pasien, maka diharapkan ada dorongan psikologis dalam diri subjek untuk segera mendapatkan kesembuhan.

3.4.2. Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral Menggunakan *Flex Sensor*

Dengan melakukan perancangan diatas, dapat dilakukan pengujian dengan melakukan pergerakan menggenggam oleh tangan normal untuk mengetahui keberhasilan akuisisi pergerakan menggenggam yang ditranslasikan menjadi pergerakan melompat pada permainan. Data dapat diisikan dengan memperhatikan karakteristik objek permainan yang dikontrol terhadap pergerakan tanga subjek. Skenario percobaan dapat dilakukan sebanyak delapan (8) kali dengan pergerakan ekstensi dan fleksi jari tangan secara bergantian yang kemudian dicatat keberhasilannya. Pengujian dilakukan secara independen, tanpa memperhitungkan stimulus listrik kedalam sistem; keempat subjek diminta untuk mencoba mengontrol pergerakan objek permainan dengan *flex sensor* yang sudah dikalibrasi. Berdasarkan pengujian tersebut, maka dapat diketahui performa kontrol permainan yang diharapkan dari metode masukan menggunakan *flex sensor* dan mikrokontroler. Setelah pengujian berhasil, maka subjek akan diminta untuk melakukan permainan tersebut pada dua level kesulitan untuk pengambilan data akhir yang akan dievaluasi.

3.5. Rancangan dan Pengujian Sistem Rehabilitasi Total

Keseluruhan sistem yang telah dirancang akan dikombinasikan menjadi satu membentuk sistem rehabilitasi utuh yang terdiri dari rangkaian FES beserta kontrolnya, sistem kontrol permainan, dan juga PC sebagai penerima data rehabilitasi dan melakukan proses permainan menggunakan *UNITY Game Engine*. Secara umum, sistem rehabilitasi dapat digunakan secara sederhana dengan menghubungkan rangkaian mikrokontroler ke PC dan rangkaian kontrol bilateral pada slot yang disediakan di rangkaian mikrokontroler *embedded*.

Sistem permainan secara umum memberikan kesempatan bagi subjek atau pasien untuk berpartisipasi aktif dengan melakukan masukan kontrol tangan yang dikondisikan normal terhadap objek permainan dan secara otomatis mengontrol stimulus yang diberikan pada tangan yang dikondisikan *impaired*. Kontrol tangan normal berupa pergerakan fleksi jari-jari tangan membentuk gerakan menggenggam akan membuat objek permainan meloncat dan memberi stimulus agar tangan *impaired* mengikuti trayektori dari tangan normal. Subjek kemudian dapat melakukan sesi permainan sesuai dengan level permainan yang ada untuk

kemudian direkam performansinya, termasuk akurasi dan waktu untuk menyelesaikan setiap level permainan. Perhitungan akurasi memanfaatkan nilai akurasi relatif terhadap target waktu yang diharapkan untuk setiap level, sesuai Persamaan 3.4, yaitu:

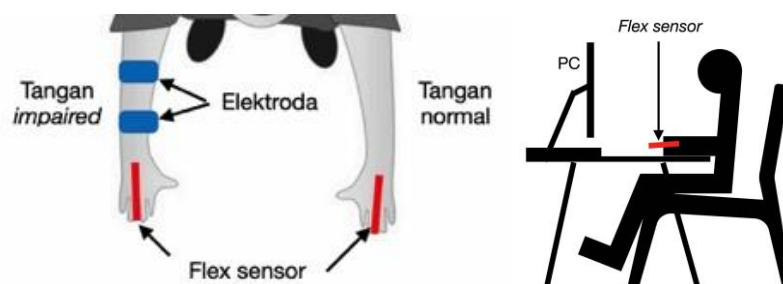
$$Akurasi\ relatif\ (\%) = \frac{1}{\frac{Waktu\ Hasil\ Permainan}{Waktu\ Target}} \times 100\% \quad (3.4)$$

dengan nilai *waktu hasil permainan* adalah waktu yang dibutuhkan bagi subjek untuk menyelesaikan permainan, *waktu target* adalah waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan level permainan secara sempurna tanpa melakukan kesalahan. Untuk level 1, *waktu target* adalah 23 detik dan untuk level 2, *waktu target* adalah 46 detik. Penggunaan rumus demikian dikarenakan nilai eksperimen selalu lebih besar daripada waktu target, sehingga digunakan nilai satu per akurasi relatif untuk menghitung nilai akurasi yang relevan untuk desain permainan yang diusulkan. Nilai waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan satu level permainan sebanding dengan akurasi pergerakan yang dilakukan subjek/pasien selama sesi permainan.

3.5.1. Pengujian Performa Sistem Rehabilitasi

Pengujian performa sistem rehabilitasi dilakukan untuk mengetahui fungsionalitas dari sistem yang dibangun. Jumlah subjek yang digunakan adalah sebanyak enam (6) subjek normal untuk studi awal dari metode rehabilitasi FES ini dengan data lengkap pada Lampiran B. Seluruh subjek sudah menerima penjelasan mengenai tujuan dilakukannya eksperimen dan prosedur eksperimen. Keseluruhan subjek menyetujui dan sudah memberikan persetujuan dalam bentuk pengisian formulir *informed consent*.

Subjek akan diposisikan dalam posisi duduk menghadap ke komputer, dengan kedua tangan dipasang sarung tangan berisi *flex sensor* untuk pengontrol, sesuai dengan pengaturan eksperimen pada Gambar 3.15. Subjek akan diminta untuk mengontrol permainan dengan tangan kiri (tangan pengontrol) dan stimulus diberikan pada tangan kanan yang merepresentasikan tangan *impaired*. Tangan *impaired* yang menerima stimulus elektrik tidak diperkenankan untuk diberi stimulus kontraksi *voluntary* oleh subjek. Prosedur pengambilan data pada pasien dilakukan secara langsung ketika subjek menyelesaikan setiap level permainan, termasuk data performa permainan dan juga data rekaman pergerakan *flex sensor*.



Gambar 3.15 Pengaturan posisi subjek selama proses eksperimen (kiri: tampak atas; kanan: tampak samping)

Data yang diambil adalah waktu dan akurasi relatif terhadap target permainan untuk kedua level permainan, dengan parameter yang diukur berupa waktu yang diperlukan untuk menyelesaikan satu level permainan, persepsi subjektif dari subjek terhadap kemudahan kontrol permainan dan persepsi rasa sakit selama proses rehabilitasi. Eksperimen dilakukan sebanyak tiga kali pada tiap level untuk mengetahui efektivitas dari metode permainan dalam mengontrol permainan yang dilihat dari peningkatan ataupun penurunan performa seiring latihan. Data hasil pengujian performa subjek akan memvalidasi kemampuan metode permainan yang diusulkan untuk digunakan untuk keperluan terapi bagi pasien pasca *stroke* yang mengalami kelumpuhan setengah badan atau *hemiplegia*. Secara umum, prosedur pengambilan data adalah seperti berikut:

1. Subjek akan duduk tegak didepan sebuah komputer atau *laptop*, dengan kedua tangan dipasangkan suatu sarung tangan yang berisi sensor untuk mengukur data pergerakan jari tangan pada sendi *proximal IP* (PIP) seperti pada Gambar 3.15.
2. Posisi lengan subjek akan dibuat sedemikian sehingga menirukan posisi lengan subjek lumpuh atau *paralysed* dengan ditaruh diatas meja. Sehingga subjek tidak perlu menahan beban lengannya.
3. Subjek akan diberi *alcohol swab* pada daerah yang dipasang elektroda untuk menghilangkan keringat, kotoran, dan kelembapan lainnya. Kemudian elektroda akan dipasangkan sesuai dengan Gambar 3.11.
4. Stimulus ringan akan diberikan pada otot tersebut untuk melihat respon dari pergerakan jari-jari tangan, jika sudah benar melakukan pergerakan menggenggam, maka diteruskan ke langkah selanjutnya. Jika subjek merasakan kesakitan atau pergerakan yang tidak diinginkan, maka akan dilakukan penyesuaian letak elektroda.
5. Akan dilakukan pengujian sistem kontrol dengan referensi masukan yang berasal dari rangkaian eksternal. Subjek akan diberi stimulus target secara tetap untuk melihat respon sistem kontrol terhadap masukan tersebut.
6. Setelah itu, subjek akan diminta untuk mensimulasikan kondisi orang pasca *stroke* dengan kelumpuhan hemiplegia: tangan kanan adalah tangan lumpuh atau mengalami kelemahan (tangan *impaired*) dan tangan kiri adalah tangan normal, melakukan pergerakan kontrol permainan (tangan kontrol). Tangan *impaired* tidak diperkenankan menerima *voluntary contraction*.
7. Dilakukan pengujian akurasi sistem kontrol dengan melakukan pergerakan menggenggam pada tangan kontrol untuk melihat akurasi kontrol objek permainan.
8. Setelah itu, dilakukan pengujian untuk dua level permainan secara berurutan sebanyak masing-masing tiga (3) kali percobaan, dengan parameter yang diukur adalah waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan permainan.

9. Setelah selesai melakukan eksperimen, maka subjek akan mengisi survey mengenai persepsi rasa sakit, kemudahan kontrol, dan efek yang dirasakan sebagai akibat dari implementasi permainan berbasis visual selama sesi rehabilitasi.

3.5.2. Pengujian Efek Permainan Terhadap Proses Rehabilitasi

Efek permainan terhadap proses rehabilitasi diuji dengan menggunakan survey dan studi literatur dengan penelitian yang sudah ada sebelumnya. Daftar pertanyaan yang digunakan dalam melakukan analisis efek permainan terhadap rehabilitasi dalam prosedur pengujian performa sistem rehabilitasi poin 9 yang dijelaskan sebelumnya adalah sebagai berikut:

1. Jika anda adalah pasien pasca *stroke*, metode rehabilitasi apakah yang akan anda pilih berdasarkan pengetahuan anda sebelum melakukan eksperimen ini?
2. Jika anda adalah pasien pasca *stroke*, metode rehabilitasi apakah yang akan anda pilih berdasarkan pengetahuan anda sebelum melakukan eksperimen ini?
3. Apakah menurut anda dengan melakukan rehabilitasi berbasis permainan dapat mengurangi beban psikologis pada pasien dibandingkan dengan metode konvensional?
4. Jika anda dituntut untuk melakukan pergerakan yang sama persis, dengan tingkat intensitas stimulus yang sama, dan jumlah repetisi yang sama dengan yang sudah anda alami, apakah menurut anda performa anda akan lebih baik atau lebih buruk ketika menggunakan permainan?
5. Menurut anda, manakah kondisi yang memudahkan untuk mengkompensasi rasa tersengat ataupun rasa sakit yang muncul akibat stimulus listrik yang diberikan? Apakah dengan menggunakan permainan atau tanpa permainan?
6. Apakah menurut anda sistem permainan yang diusulkan dapat memberikan motivasi bagi pasien pasca *stroke* untuk mendapatkan kemampuan motorik secara normal?

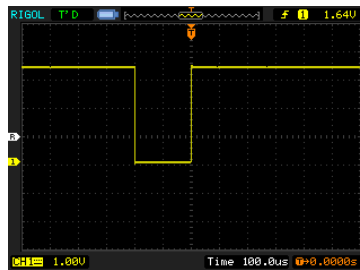
BAB IV HASIL PENGUJIAN SISTEM

4.1. Hasil Pengujian Rancangan Perangkat Keras

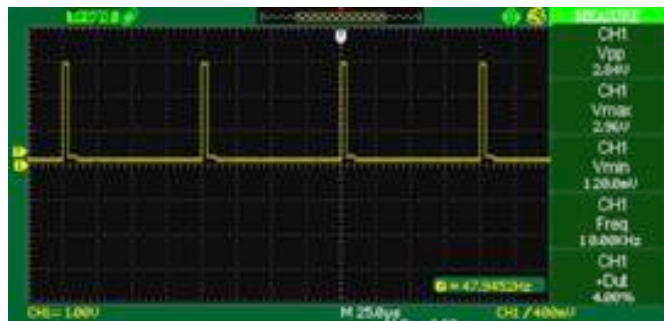
Hasil pengujian rancangan perangkat keras terdiri dari pengujian rangkaian *boost-converter*, rangkaian pembangkit pulsa, rangkaian *driver FES*, dan rangkaian kontrol bilateral dengan *flex-sensor*.

4.1.1. Hasil Pengujian Rangkaian *Boost-converter*

Hasil pengujian rangkaian *boost converter* berupa ilustrasi sinyal PWM-1 pada Gambar 4.1 dan grafik keluaran *boost-converter* yang bervariasi terhadap nilai frekuensi PWM-1 yang berbeda-beda pada Tabel 4.1 dan nilai frekuensi PWM-1 yang digunakan pada Gambar 4.2.



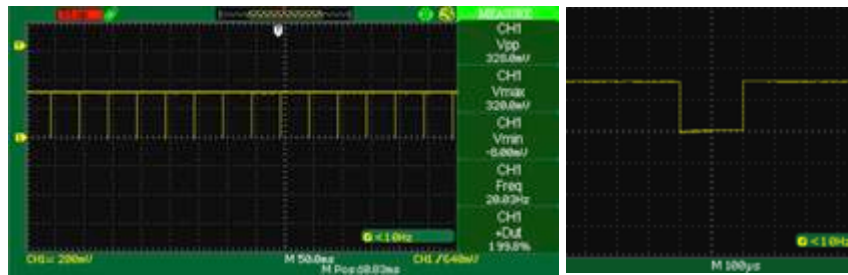
Gambar 4.1 Sinyal PWM 1 dengan *duty-cycle* yang berbeda-beda



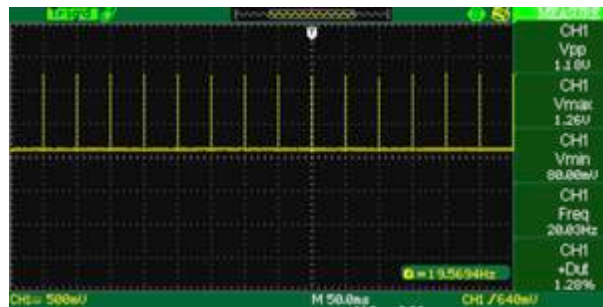
Gambar 4.2 Sinyal PWM-1 masukan rangkaian *boost-converter* yang digunakan pada frekuensi 10KHz

Tabel 4.1 Data tegangan keluaran *boost-converter* dengan beban 1K Ω

Tegangan Keluaran <i>Boost-converter</i> (V)						
Frekuensi (KHz)	<i>Duty-cycle</i> (%)					
	50	60	70	80	90	100
1	20	20	20	20	20	12
5	36	36	36	36	36	8
10	48	48	48	48	44	8
15	48	48	48	48	12	8
17	48	56	56	58	12	8
20	48	48	52	52	12	8



Gambar 4.3 Sinyal PWM masukan rangkaian pembangkit pulsa (gambar kanan: *zoom-in*)



Gambar 4.4 Sinyal keluaran pembangkit sinyal yang diumpankan pada rangkaian *driver* FES

4.1.2. Hasil Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa

Hasil pengujian rangkaian pembangkit pulsa menunjukkan nilai *duty-cycle* dari PWM 2 adalah 98% dengan T_{ON} sebesar 200 μ detik dengan frekuensi PWM 20 Hz seperti pada Gambar 4.3. Sinyal tersebut kemudian diumpankan pada rangkaian pembangkit pulsa, menghasilkan sinyal akhir seperti Gambar 4.4 yang merupakan pulsa stimulus elektrik yang akan diumpankan pada *driver* FES untuk kemudian diteruskan menuju elektroda yang terpasang pada bagian tubuh subjek yang akan diberi stimulus.

4.1.3. Pengujian Rangkaian *Driver* FES.

Pengujian rangkaian *driver* dilakukan dengan memberi masukan pada *driver* FES kemudian melihat keluaran pada pin keluaran elektroda FES dan dicatat pada Tabel 4.2 untuk menentukan fungsionalitas dari rangkaian *driver* FES terhadap kondisi masukannya.

Tabel 4.2 Hubungan masukan dan keluaran *driver* FES

Masukkan Toggle <i>Driver</i> FES	Keluaran <i>Driver</i> FES
0 (LOW)	-
1 (HIGH)	Sama dengan keluaran pembangkit pulsa

Tabel 4.3 Tegangan maksimum dan minimum *flex sensor* untuk masing-masing subjek

No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Tegangan Maksimum <i>Flex Sensor</i> (mV)		Tegangan Minimum <i>Flex Sensor</i> (mV)	
		Normal	Impaired	Normal	Impaired
1	Subjek 1 / 169 / 59 / L / 14	1415	1989	786	1098
2	Subjek 2 / 150 / 61 / P / 27	1411	1982	784	1095
3	Subjek 3 / 168 / 60 / L / 21	1425	1991	805	1098
4	Subjek 4 / 180 / 57 / L / 21	1422	1994	801	1101
Rata-rata		1418	1989	794	1098

Tabel 4.4 Persentase keberhasilan dalam mengirim sinyal kontrol dengan metode kontrol bilateral

No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Kondisi Tangan	Hasil Deteksi <i>Threshold</i> pada Sinyal Kontrol Objek Permainan	
			Data Serial	Persentase
1	Subjek 1 / 169 / 59 / L / 14	Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
2	Subjek 2 / 150 / 61 / P / 27	Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
3	Subjek 3 / 168 / 60 / L / 21	Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
4	Subjek 4 / 180 / 57 / L / 21	Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%

No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Kondisi Tangan	Hasil Deteksi <i>Threshold</i> pada Sinyal Kontrol Objek Permainan	
			Data Serial	Persentase
5	Subjek 5 / 172 / 55 / L / 18	Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
6	Subjek 6 / 162 / 50 / P / 22	Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
		<i>Resting</i>	0	100%
		Fleksi	1	100%
Rata-rata keberhasilan			100%	

4.1.4. Hasil Pengujian Rancangan Rangkaian *Flex Sensor* untuk Kontrol Bilateral

Hasil perhitungan nilai bacaan maksimum dan minimum dari *flex sensor* yang digunakan seperti yang dijelaskan pada Bab 3 adalah seperti pada Tabel 4.3 untuk enam (6) subjek pertama dari penelitian ini. Nilai rata-rata akan digunakan untuk proses normalisasi bacaan *flex sensor* agar lebih terstandarisasi dengan baik.

Hasil pengujian rangkaian kontrol bilateral dilakukan untuk pengujian kontrol permainan menggunakan *flex sensor* adalah seperti pada Tabel 4.4. Data serial yang dikirimkan pada komputer kemudian dituliskan pada tabel tersebut untuk kemudian dianalisis lebih lanjut tingkat keberhasilannya.

4.2. Hasil Pengujian Rancangan Perangkat Lunak

Pengujian perangkat lunak terdiri dari pengujian perekaman data *flex-sensor*, sistem kontrol PID dengan metode *trial-error* dan Ziegler-Nichols, dan pengujian sistem permainan UNITY yang telah didesain.

4.2.1. Hasil Pengujian Perangkat Lunak Perekam Data *Flex Sensor*

Pengujian perangkat lunak perekam dapat dilakukan dengan mengumpulkan bacaan tegangan *GND* dan 3,3V (V_{ref} mikrokontroler) menuju ADC pada mikrokontroler untuk kemudian diproses dan dikirimkan melalui komunikasi serial menuju PC untuk kemudian disimpan dalam *textfile* dan ditampilkan melalui program MATLAB® 2018b. Tabel 4.5 merangkum hasil dari pembacaan kalibrasi tegangan perekaman data *flex sensor*.

Tabel 4.5 Hasil pengujian perangkat lunak perekaman data *flex sensor*

Tegangan Masukkan (V)	Tegangan Bacaan ADC (V)	Nilai Galat (%)
0	0	0
3,3	3,29	0,03%

Tabel 4.6 Data parameter respon kontrol PID terhadap nilai Kp, Ki, dan Kd yang berbeda-beda

No	Parameter Kontrol			Steady-state Error (°)	Rise Time (milidetik)	Overshoot (%)
	Kp	Ki	Kd			
1.	5	0,5	0,2	6,39	1610	35,71
2.	8	0,5	0,2	11,35	2480	42,51
3.	8	0,5	2	20,27	415	24,35
4.	8	0,5	5	0,74	839	16,25
5.	8	2,5	7	18,39	800	29,48
6.	10	3,5	7	5,36	760	2,35
7.	10	3,5	8	1,19	730	2,35
8.	15	1,5	5	0,76	575	2,35

Tabel 4.7 Data parameter respon kontrol PID untuk setiap subjek terhadap masukan *unit-step* 85% fleksi maksimal

No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Kondisi Sistem Musculoskeletal	Parameter Respon Kontrol PID		
			Steady-state Error (°)	Range-of-motion (°)	Rise-time (milidetik)
1	Subjek 1 / 169 / 59 / L / 14	Normal	2,14	95,23	730
2	Subjek 2 / 150 / 61 / P / 27	Normal	0,86	90,95	318
3	Subjek 3 / 168 / 60 / L / 21	Normal	2,02	99,51	612
4	Subjek 4 / 180 / 57 / L / 21	Normal	1,19	99,51	1100
5	Subjek 5 / 172 / 55 / L / 18	Normal	4,51	93,09	580
6	Subjek 6 / 162 / 50 / P / 22	Normal	25,93	80,25	975
Rata-rata			6,11	93,09	719,17

4.2.2. Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode *Trial-Error*

Berdasarkan nilai derajat dari bacaan sensor yang telah mengalami konversi, maka parameter yang dapat diukur dari pengujian ini dapat berupa *steady state error*, *range-of-motion*, dan *rise-time* yang dihasilkan oleh sistem kontrol dalam satuan derajat seperti pada Tabel 4.6. Parameter yang dievaluasi adalah *steady-*

state error yang merupakan selisih antara nilai referensi dan keluaran PID, *range-of-motion* (fleksibilitas sendi PIP), dan *rise-time* masing-masing subjek. Pengujian ini untuk melihat derajat keterkontrolan suatu sistem menggunakan kontrol PID diskrit sederhana dan menentukan apakah sistem kontrol tersebut mumpuni untuk digunakan. Selain itu, pengujian juga dilakukan pada subjek yang berbeda untuk mengetahui performa sistem kontrol intra-subjek dicatat pada Tabel 4.7.

4.2.3. Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode Ziegler-Nichols

Hasil perhitungan nilai Kp, Ki, dan Kd dengan metode Ziegler-Nichols didapatkan pada Tabel 4.8. Dengan nilai Kp, Ki, dan Kd tersebut, didapatkan respon pengujian dengan masukan *unit-step* pada nilai 85% fleksi maksimum seperti pada Tabel 4.9.

Tabel 4.8 Parameter nilai Kp, Ki, dan Kd dengan pendekatan Ziegler-Nichols

Parameter	Nilai
Kp	6
Ki	15,38
Kd	0,585

Tabel 4.9 Data parameter respon kontrol PID terhadap nilai Kp, Ki, dan Kd dengan pendekatan Ziegler-Nichols

No	Parameter Kontrol			Steady-state Error (°)	Rise Time (mildetik)	Overshoot (%)
	Kp	Ki	Kd			
1.	6	15,38	0,585	2,69	265	21,33%

Tabel 4.10 Ringkasan persentase keberhasilan dalam mengendalikan objek permainan dengan metode kontrol bilateral

No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Kondisi Tangan	Translasi Kontrol terhadap Pergerakan Objek Permainan	
			Pergerakan Objek	Persentase
1	Subjek 1 / 169 / 59 / L / 14	Fleksi	Lompat	100%
		Resting	Maju	100%
2	Subjek 2 / 150 / 61 / P / 27	Fleksi	Lompat	100%
		Resting	Maju	100%
3	Subjek 3 / 168 / 60 / L / 21	Fleksi	Lompat	100%
		Resting	Maju	100%
4	Subjek 4 / 180 / 57 / L / 21	Fleksi	Lompat	100%
		Resting	Maju	100%
5	Subjek 5 / 172 / 55 / L / 18	Fleksi	Lompat	100%
		Resting	Maju	100%
6	Subjek 6 / 162 / 50 / P / 22	Fleksi	Lompat	100%
		Resting	Maju	100%
Rata-rata Keberhasilan			100%	

4.2.4. Hasil Pengujian Rancangan Sistem Permainan UNITY

Pengujian rancangan sistem permainan dilakukan dengan menguji fungsionalitas dari permainan, termasuk fungsi *pause*, kontrol permainan, algoritma untuk mengakhiri permainan, dan perhitungan skor permainan untuk proses evaluasi selanjutnya; serta arsitektur tiap-tiap level permainan. Didapatkan semua fungsionalitas dan tombol bekerja sesuai dengan fungsinya.

4.3. Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral

Data hasil pengujian sistem permainan dengan kontrol bilateral menggunakan *flex sensor* dengan memperhatikan karakteristik objek permainan yang dikontrol dan mengisi data pada Tabel 4.10. Pengujian dilakukan secara independen, tanpa memperhitungkan stimulus listrik kedalam sistem; keenam subjek diminta untuk mencoba mengontrol pergerakan objek permainan dengan *flex sensor* yang sudah dikalibrasi untuk menguji pergerakan objek permainan terhadap kontrol masukan yang diberikan subjek.

4.4. Pengujian Total Sistem Rehabilitasi

Data hasil pengujian total sistem rehabilitasi adalah seperti pada Tabel 4.11 untuk Level 1 dan Tabel 4.12 untuk Level 2 secara berurutan, dengan parameter yang diukur berupa akurasi pergerakan pada permainan, waktu yang diperlukan untuk menyelesaikan satu level permainan, serta persepsi subjektif subjek terhadap kemudahan kontrol permainan dan rasa sakit selama proses rehabilitasi. Data hasil pengujian performa subjek akan memvalidasi kemampuan metode permainan yang diusulkan untuk digunakan untuk keperluan terapi bagi pasien pasca *stroke* yang mengalami kelumpuhan setengah badan atau *hemiplegia*.

Tabel 4.11 Data performa subjek dalam sesi rehabilitasi untuk level 1

Level : 1						
No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Waktu yang Dibutuhkan (detik)	Target (detik)	Persentase Akurasi (%)	Persepsi Kemudahan (1:Paling Sulit – 5: Paling Mudah)	Persepsi Rasa Sakit (1:Paling Tidak Sakit – 5: Paling Sakit)
1	Subjek 1 / 169 / 59 / L / 14	50	23	46	5	2
		23	23	100		
		23	23	100		
2	Subjek 2 / 150 / 61 / P / 27	56	23	41,07	4	2
		23	23	100		
		23	23	100		
3	Subjek 3 / 168 / 60 / L / 21	23	23	100	5	2
		23	23	100		
		23	23	100		

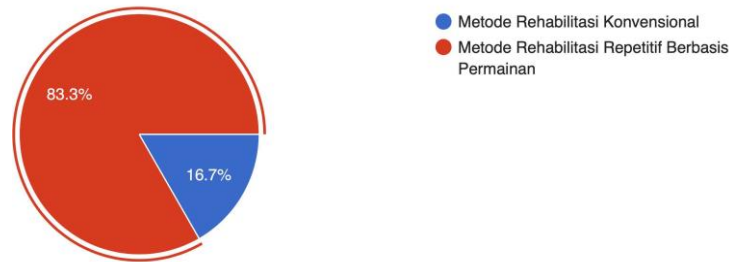
Level : 1						
No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Waktu yang Dibutuhkan (detik)	Target (detik)	Persentase Akurasi (%)	Persepsi Kemudahan (1:Paling Sulit – 5: Paling Mudah)	Persepsi Rasa Sakit (1:Paling Tidak Sakit – 5: Paling Sakit)
4	Subjek 4 / 180 / 57 / L / 21	105	23	21,90	4	3
		35	23	65,71		
		23	23	100		
5	Subjek 5 / 172 / 55 / L / 18	24	23	95,80	4	2
		23	23	100		
		23	23	100		
6	Subjek 6 / 162 / 50 / P / 22	132	23	17,42	3	3
		23	23	100		
		23	23	100		
Rata-rata		37,67	23	82,66	4,17	2,33

Tabel 4.12 Data performa subjek dalam rehabilitasi permainan level 2

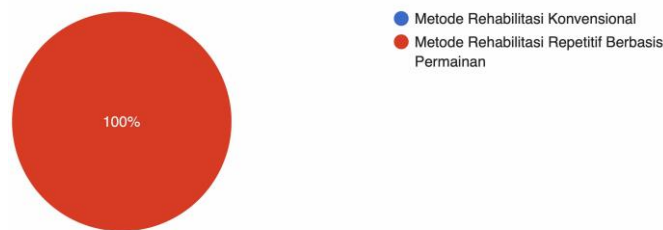
Level : 2						
No.	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Waktu yang Dibutuhkan (detik)	Target (detik)	Persentase Akurasi (%)	Persepsi Kemudahan (1:Paling Sulit – 5: Paling Mudah)	Persepsi Rasa Sakit (1:Paling Tidak Sakit – 5: Paling Sakit)
1	Subjek 1 / 169 / 59 / L / 14	159	46	28,93	4	1
		81	46	56,79		
		57	46	80,70		
2	Subjek 2 / 150 / 61 / P / 27	135	46	34,07	4	2
		121	46	38,02		
		46	46	100		
3	Subjek 3 / 168 / 60 / L / 21	47	46	97,90	5	2
		69	46	67		
		46	46	100		
4	Subjek 4 / 180 / 57 / L / 21	112	46	41,07	3	1
		49	46	93,88		
		46	46	100		
5	Subjek 5 / 172 / 55 / L / 18	61	46	75,40	3	2
		47	46	97,90		
		66	46	69,70		
6	Subjek 6 / 162 / 50 / P / 22	90	46	51,11	3	3
		151	46	30,46		
		87	46	52,87		
Rata-rata		81,67	46	67,5	3,67	1,83

4.5. Hasil Survey Efek Permainan berbasis Visual Terhadap Subjek Selama Proses Rehabilitasi

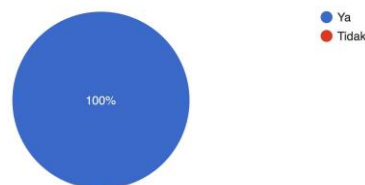
Berdasarkan hasil rekapitulasi kuisisioner yang diisi oleh keenam (6) subjek yang berpartisipasi dalam penelitian, didapatkan hasil untuk keenam pertanyaan yang diajukan kepada subjek. Grafik sebaran jawaban enam pertanyaan tersebut digambarkan oleh Gambar 4.5 sampai 4.10 secara berurutan.



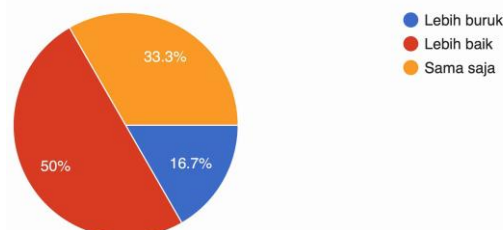
Gambar 4.5 Hasil kuisisioner nomor satu (1): sebanyak 16,7% subjek memilih metode rehabilitasi konvensional bahkan sebelum melakukan eksperimen



Gambar 4.6 Hasil kuisisioner nomor dua (2): semua subjek memilih metode rehabilitasi konvensional setelah melakukan eksperimen



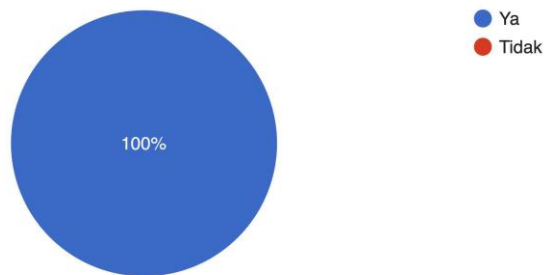
Gambar 4.7 Hasil kuisisioner nomor tiga (3): semua subjek yakin bahwa sistem rehabilitasi dengan metode permainan dapat mengurangi beban psikologis pasien



Gambar 4.8 Hasil kuisisioner nomor empat (4): 50% subjek merasa performanya akan lebih baik dengan adanya sistem permainan, 33,3% merasa performanya sama saja, dan 16,5% merasa performanya lebih buruk



Gambar 4.9 Hasil kuisioner nomor lima (5): semua subjek meyakini penggunaan permainan dapat membantu mengkompensasi rasa sakit akibat stimulus FES



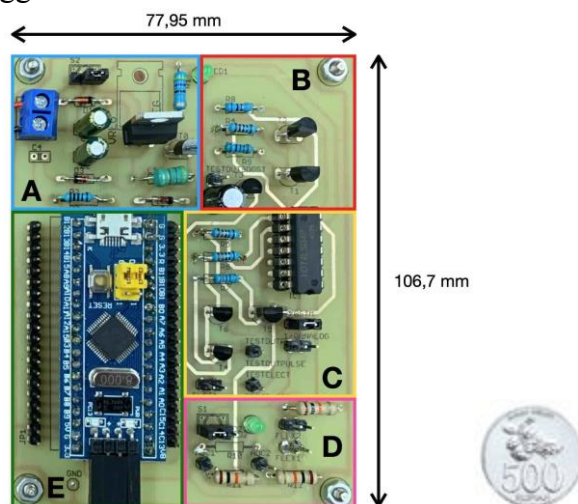
Gambar 4.10 Hasil kuisioner nomor enam (6): semua subjek meyakini penggunaan sistem permainan yang diusulkan dapat memberikan motivasi bagi pasien pasca *stroke* untuk mendapatkan kemampuan motoriknya kembali

BAB V PEMBAHASAN

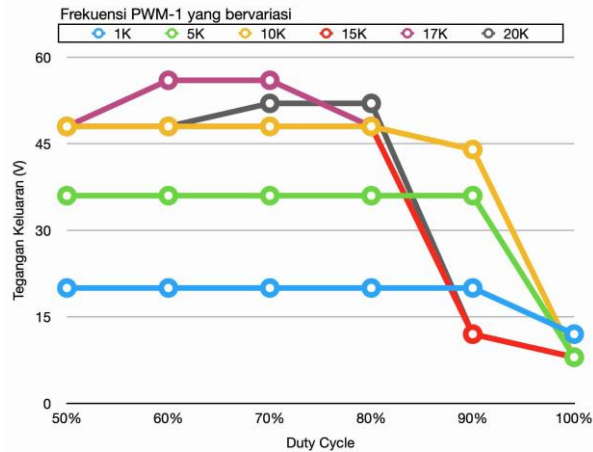
5.1. Pembahasan Rancangan Perangkat Keras

Perancangan perangkat keras terdiri dari rangkaian FES dan juga sensor yang akan digabungkan dengan sarung tangan yang digunakan subjek untuk mengontrol permainan sekaligus stimulus dari FES. Rangkaian FES yang diusulkan adalah seperti pada Gambar 5.1; menggunakan rangkaian *boost-converter* (bagian A) yang dipadukan dengan rangkaian pembangkit pulsa (bagian B), *driver* FES (bagian C), rangkaian pembagi tegangan untuk pembacaan *flex sensor* (bagian D), dan mikrokontroler STM32F103C8T6 *Blue Pill* (bagian E). Rangkaian berukuran 7,8 x 106,7 cm memiliki dua komunikasi serial dengan PC, baik nirkabel (*via* Bluetooth) maupun dengan kabel. Tegangan masukan yang digunakan adalah tiga buah battery lithium-ion *rechargeable* dengan tegangan 3,7V yang diumpungkan pada regulator tegangan dengan seri LM7805.

Desain rangkaian terintegrasi atau *embedded* tersebut dilakukan secara mandiri menggunakan perangkat lunak desain PCB *EAGLE*. Ukuran yang relatif kompak dan juga sambungan Bluetooth mendukung aspek portabilitas sistem rehabilitasi yang diusulkan. Dengan sumber daya utama berupa baterai Li-ion juga memberikan bahasa psikologi bahwa rangkaian tidak membutuhkan daya besar, sehingga memberi keamanan dan kenyamanan bagi subjek maupun pasien yang akan melakukan proses rehabilitasi. Meskipun begitu, karena keterbatasan sumber daya akibat pandemi COVID-19, rangkaian tidak dapat menggunakan koneksi nirkabel secara penuh karena hanya memiliki satu slot koneksi Bluetooth HC-05, sehingga komunikasi serial untuk kontrol permainan dan koneksi *flex sensor* masih menggunakan kabel.



Gambar 5.1 Rangkaian terintegrasi FES yang digunakan



Gambar 5.2 Performa keluaran *boost-converter* terhadap frekuensi PWM-1 yang berbeda-beda dengan beban keluaran 1KΩ

Tabel 5.1 Rasa sakit terhadap frekuensi PWM masukan FES

No.	Jenis Kelamin	Umur	Berat Badan (Kg)	Tinggi Badan (cm)	Frekuensi ketika rasa sakit muncul (@ 25% Duty Cycle)
1	Laki-laki	21	76	170	15 KHz
2	Laki-laki	15	58	171	15 KHz
3	Perempuan	21	72	163	15 KHz
4	Perempuan	21	55	157	15 KHz
5	Perempuan	21	47	155	15 KHz

5.1.1 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian *Boost-converter*

Rangkaian *boost-converter* memanfaatkan keluaran PWM STM32 dari TIM3 sebesar 10KHz dengan *duty-cycle* yang dapat diatur sesuai dengan kebutuhan stimulus otot. Keluaran maksimal performa *boost-converter* dapat mencapai 121.4V pada kondisi tanpa beban. Untuk pengujian, digunakan *duty-cycle* sebesar yang bervariasi antara 50%-100% dengan keluaran yang dihubungkan dengan beban resistor 1KΩ. Hasil pengujian tegangan keluaran *boost-converter* pada Tabel 4.1 tampak seperti pada Gambar 5.2 dengan tegangan keluaran maksimum sebesar 58V terjadi pada frekuensi PWM 17KHz. Hasil ini menunjukkan performa *boost-converter* untuk menghasilkan tegangan tinggi dari tegangan masukan 5V bekerja dengan baik. Selanjutnya dilakukan pengujian hubungan rasa sakit terhadap frekuensi PWM yang digunakan pada FES.

Data hubungan rasa sakit terhadap frekuensi masukan FES adalah pada Tabel 5.1. Dapat dilihat bahwa kelima subjek normal dengan beberapa variasi umur mengalami rasa sakit pada frekuensi PWM 15KHz dan rasa sakit yang berlanjut pada frekuensi yang lebih tinggi, sehingga digunakan PWM dengan frekuensi 10KHz yang juga memiliki nilai tegangan keluaran maksimal yang memadai pada 47V (dengan beban) pada *duty-cycle* 5%. Rasa sakit muncul karena tegangan *boost-converter* yang terlalu tinggi untuk menstimulus tungkai atas.

Karakteristik sistem muskuloskeletal tungkai atas lebih ringan dan tidak adanya gaya yang bekerja untuk menopang tubuh, seperti pada sistem muskuloskeletal tungkai bawah, mengakibatkan stimulus yang dibutuhkan untuk menggerakkan tungkai atas lebih rendah daripada stimulus yang dibutuhkan untuk menggerakkan tungkai bawah.

Berdasarkan data tersebut, maka digunakan frekuensi PWM 10KHz seperti pada Gambar 4.2 untuk masukan FES untuk membatasi tegangan *boost-converter*. Untuk menstimulus pergerakan menggenggam, dibutuhkan tegangan FES hanya $\pm 25V$ (dengan beban) untuk menghindari rasa sakit yang berlebihan dan rasa linu, sehingga digunakan *duty-cycle* bervariasi antara 0-5% sebagai rentang *duty-cycle* yang boleh diatur oleh kontrol PID. Hal ini dikarenakan stimulus yang dibutuhkan untuk menggerakkan tungkai atas lebih kecil dibandingkan tungkai bawah yang memiliki massa lebih besar dan digunakan untuk menopang massa tubuh. Selain itu, pengaturan *duty-cycle* mengikuti penelitian sebelumnya untuk keluaran tegangan *boost-converter* yang lebih linear [34]. Dengan parameter sedemikian, maka tegangan akhir yang dihasilkan adalah 0-25V dengan beban atau 0-65V tanpa beban.

5.1.2 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa

Rangkaian pembangkit pulsa digunakan untuk memodulasi tegangan keluaran *boost-converter* yang akan diberikan pada otot dengan memanfaatkan masukan PWM dari STM32 seperti pada Gambar 4.3. Parameter PWM yang digunakan adalah 20Hz dengan lebar t_{OFF} selebar 200 μs sesuai dengan hasil pembangkit pulsa yang digunakan pada [6], [21]. Rangkaian pembangkit pulsa akan menghasilkan keluaran FES yang kemudian diumpankan pada rangkaian *driver* FES seperti pada Gambar 4.4 dengan frekuensi 20Hz dan bentuk sinyal yang berkebalikan dengan masukan PWM.

5.1.3 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian *Driver* FES

Rangkaian *driver* FES digunakan untuk mengaktifkan stimulus yang dihubungkan dengan elektroda yang terpasang pada tubuh subjek. Fungsionalitas rangkaian *driver* FES sesuai dengan yang diharapkan, seperti tertulis pada Tabel 4.2. Keluaran *driver* FES adalah sama dengan keluaran rangkaian pembangkit pulsa dan diteruskan ke elektroda jika masukan *toggle* dari *driver* adalah 1 atau *logic HIGH* dan sebaliknya, *driver* tidak akan meneruskan keluaran pembangkit pulsa ke elektroda jika *toggle* dari *driver* adalah 0 atau *logic LOW*.

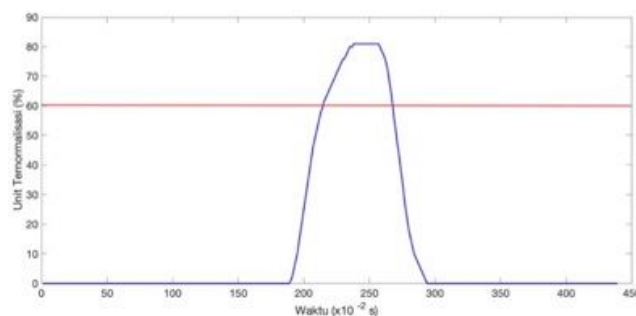
5.1.4 Pembahasan Hasil Pengujian Rangkaian Rancangan *Flex Sensor* untuk Kontrol Bilateral

Pada metode kontrol bilateral digunakan suatu sensor *flex* bersifat resistif yang dihubungkan dengan suatu rangkaian pembagi tegangan untuk mendapatkan tegangan hasil bacaan *flex* sensor untuk kemudian dinormalisasi seperti yang telah dijelaskan pada sub-bab sebelumnya. Proses normalisasi dibutuhkan karena

tegangan bacaan *flex sensor* satu berbeda dengan *flex sensor* lainnya yang diakibatkan oleh kualitas bahan resistif yang digunakan dapat berbeda-beda tergantung pada proses manufakturnya. Data tegangan bacaan maksimum dan minimum *flex sensor* adalah seperti pada Tabel 4.3 untuk keempat subjek.

Berdasarkan data dari Tabel 4.3, maka akan digunakan nilai rata-rata dari keempat subjek untuk proses normalisasi sesuai dengan Persamaan 3.4 dengan hasil ilustrasi data *flex sensor* seperti pada Gambar 5.3. Nilai unit ternormalisasi berada pada rentang 0 sampai 100% untuk menyesuaikan dengan prosedur pengiriman STM32 yang tidak dapat mengirim nilai *float*. Dapat dilihat pada Gambar 5.3, terdapat satu siklus pergerakan fleksi tangan dengan puncaknya hampir mencapai 90% unit dengan *baseline resting* pada nilai 0% unit normalisasi, hal ini dikarenakan posisi *resting* tangan yang berada pada kondisi ekstensi maksimal. Nilai unit ternormalisasi akan digunakan untuk proses rekaman dan analisis trayektori dari pergerakan fleksi dari jari-jari tangan subjek pada pengujian kontrol PID pada sub-bab selanjutnya, sementara untuk proses *thresholding* akan tetap menggunakan bacaan tegangan *flex sensor*.

Nilai bacaan tegangan dari *flex sensor* ini kemudian diumpankan pada proses *thresholding* tegangan bacaan untuk menentukan kontrol pergerakan melompat pada objek permainan, hal ini memungkinkan *flex sensor* pada tangan yang menggenggam akan memperbesar hambatannya sehingga bacaan tegangan pada ADC akan naik melewati batas *threshold* yang telah ditentukan. Jika tegangan bacaan melebihi *threshold*, maka mikrokontroler akan mengirimkan data '1' pada serial dan mengirimkan data '0' jika sebaliknya. Tabel 4.4 merangkum persentase keberhasilan dalam proses mengontrol pergerakan untuk masing-masing subjek. Didapatkan hasil bahwa metode kontrol bilateral dapat digunakan secara efektif untuk mengontrol permainan dengan tingkat keberhasilan pada empat subjek berbeda mencapai 100%; untuk setiap pergerakan fleksi tangan, data yang diterima komputer adalah data '1' yang merupakan kendali agar objek permainan melakukan pergerakan loncat dan sebaliknya. Hal ini dapat terus dipertahankan selama tegangan masukan dari rangkaian tidak mengalami *drop* akibat kehabisan daya. Ketika terjadi *drop* tegangan akibat kehabisan daya, maka bacaan tegangan *flex-sensor* juga mengalami penurunan sehingga dapat terjadi kesalahan bacaan.



Gambar 5.3 Ilustrasi data *flex sensor* dalam *normalized unit* untuk satu siklus pergerakan menggenggam dibandingkan *threshold*

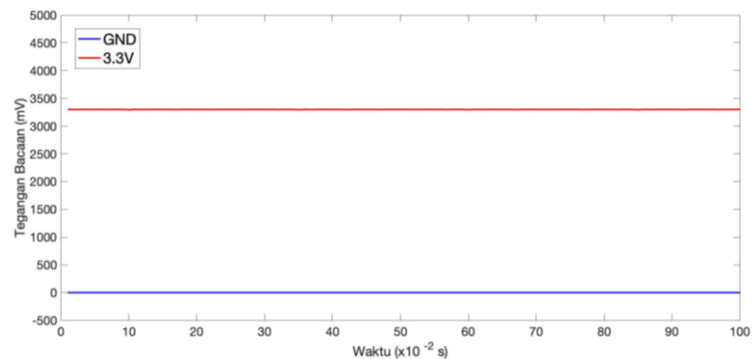
5.2. Pembahasan Hasil Pengujian Rancangan Perangkat Lunak

Perangkat lunak pada penelitian ini terdiri dari perangkat lunak perekam data *flex sensor*, sistem kontrol PID diskrit yang terintegrasi pada mikrokontroler STM32 *blue pill*, dan sistem permainan berbasis UNITY dengan dua level permainan.

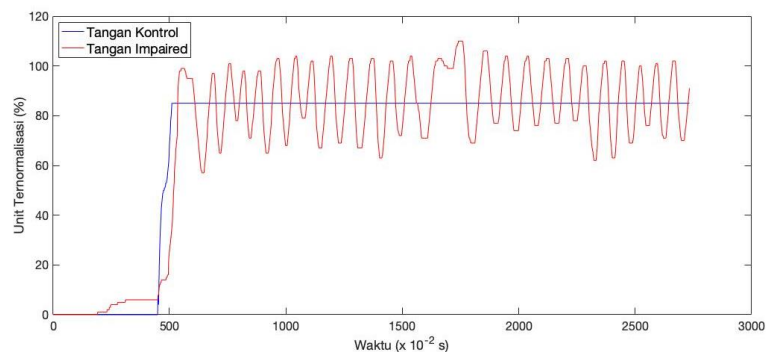
5.2.1. Pembahasan Hasil Perangkat Lunak Perekam Data Flex Sensor

Data kedua *flex sensor*, baik dari tangan kontrol maupun tangan *impaired* akan diumpungkan pada ADC dari mikrokontroler dengan frekuensi *sampling* 100Hz untuk dilakukan proses normalisasi seperti yang dijelaskan pada sub-bab sebelumnya dan dikirimkan ke komputer melalui komunikasi serial dengan *Bluetooth module* HC-05. Data pin *ground* (GND) dan tegangan referensi pada nilai yang diukur dengan AVO meter pada 3,3V dibaca secara akurat oleh ADC.

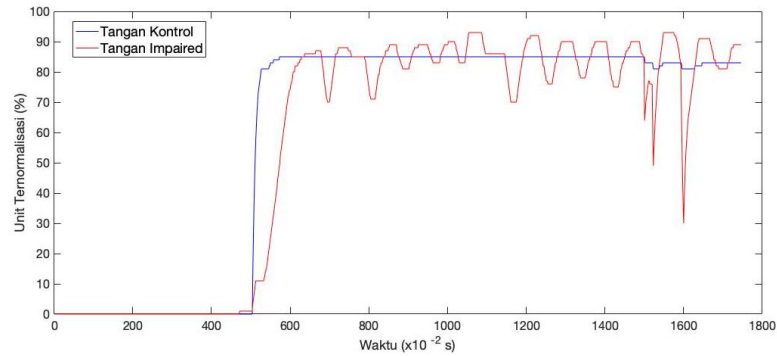
Bacaan ADC dari modul STM32F103C8T6 cukup akurat dengan hasil bacaan tegangan referensi 3,3V adalah 3.299mV secara stabil dan dan pembacaan tegangan *ground* pada nilai 0 seperti dituliskan pada Tabel 4.5. Nilai galat yang dihitung berdasarkan data tersebut adalah 0% sampai maksimal 0,03% relatif terhadap nilai yang diukur dengan menggunakan AVO meter. Ketika nilai referensi berubah, hasil bacaan ADC akan menyesuaikan dengan tegangan masukan. Hasil ini mengindikasikan menghasilkan bacaan ADC dari modul STM32F103C8T6 yang akurat dan dapat diandalkan.



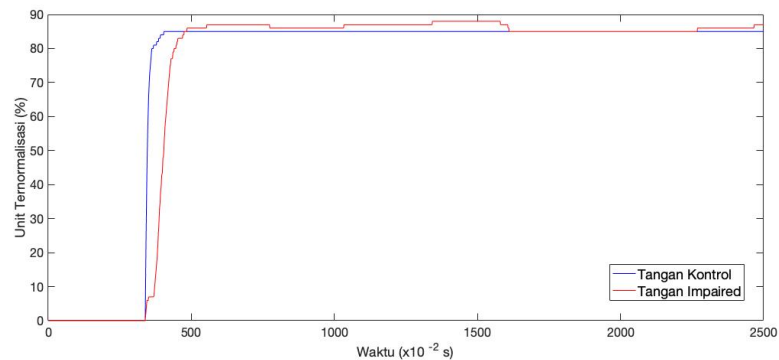
Gambar 5.4 Hasil pengujian perangkat lunak perekaman data *flex sensor* untuk masukan GND dan VREF (3,3V)



Gambar 5.5 Respon sistem kontrol PID pada nilai $K_p = 8$, $K_i = 0,5$, dan $K_d = 5$



Gambar 5.6 Respon sistem kontrol PID pada nilai $K_p = 10$, $K_i = 3,5$, dan $K_d = 7$



Gambar 5.7 Respon sistem kontrol PID pada nilai $K_p = 15$, $K_i = 2,5$, dan $K_d = 5$

5.2.2. Pembahasan Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode *Trial-error*

Pengujian kontrol PID dilakukan setelah mendapatkan parameter K_p , K_i , dan K_d yang sesuai untuk sistem yang dirancang dengan menggunakan *set point* pada 85% fleksi maksimum atau fleksi sendi PIP sebesar 90,95°. Berdasarkan hasil tuning dengan kombinasi pada Tabel 4.6, terdapat karakter *delay* pada *rise time* dan osilasi respon PID yang diakibatkan oleh karakter sistem musculoskeletal subjek normal. Karakter *delay* pada nilai *rise-time* disebabkan ketika galat antara *flex sensor* kontrol dan *flex sensor* pada tangan *impaired* (dalam hal ini merupakan tangan subjek normal yang tidak diberikan tambahan kontraksi otot *voluntary*) melebar, maka stimulus akan langsung diberikan pada tangan *impaired* yang mengalami kelambanan pada sistem musculoskeletal untuk merespon. Hal ini mengonfirmasi hasil penelitian sebelumnya pada [27]. Sementara respon osilasi disebabkan ketika galat membesar, maka tangan *impaired* akan distimulus untuk memperkecil galat; ketika galat mendekati nilai nol (0), maka stimulus akan dihentikan oleh kontrol PID mengakibatkan tangan mengalami ekstensi kembali ke kondisi resting. Dalam fase ini, galat anatara kedua tangan akan membesar dan meningkatkan stimulus yang diberikan sisem kontrol. Karakter ini sesuai dengan karakter kontrol PID pada [33]

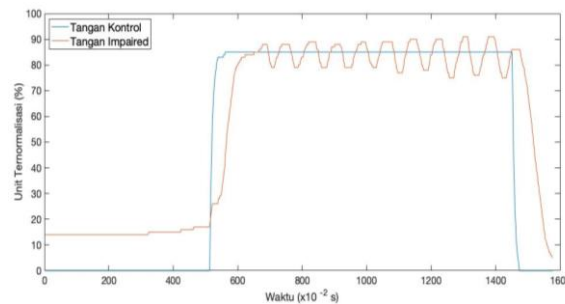
Karakter ini tampak pada beberapa respon PID yang ditampilkan, dengan grafik berwarna biru menggambarkan *set-point reference* sementara grafik merah

adalah sudut fleksi *flex sensor* dalam unit ternormalisasi (%), pada nilai Kp, Ki, dan Kd yang berbeda-beda. Beberapa hasil *tuning* digambarkan pada Gambar 5.6 dengan nilai Kp = 8, Ki = 0,5, dan Kd = 5 dan nilai *rise-time* 0,78 detik dan Gambar 5.7 dengan nilai Kp = 10, Ki = 3,5, dan Kd = 7 dan nilai *rise-time* yang berkurang menjadi 0,76 detik. Hal ini menandakan nilai Kp yang rendah berkorelasi karakteristik *rise-time* yang lambat. Tabel 4.6 mengkonfirmasi dengan semakin berkurangnya nilai *rise-time* pada nilai Kp yang besar. Penambahan Kp dan Ki juga terbukti dapat mengurangi nilai *steady-state error* seperti tampak pada perubahan *steady-state error* antara kombinasi ketiga dan keempat yang berkurang drastic, diikuti penambahan nilai *range-of-motion* dari tangan *impaired*. Dengan data tersebut, maka dilakukan penambahan nilai Kp dan Ki untuk kombinasi selanjutnya.

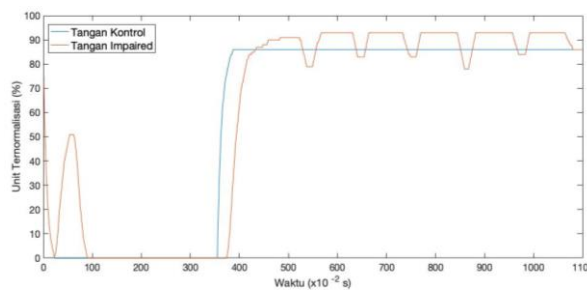
Selain itu *overshoot* pada kombinasi nilai Kp, Ki, dan Kd ke-1 sampai ke-4 memiliki karakteristik *overshoot* yang berlebihan sehingga dilakukan perubahan nilai Kd untuk mengkompensasi kelebihan *overshoot*. Tampak terjadi pengurangan nilai *overshoot* yang signifikan ketika nilai Kd ditambah. Selain itu, perubahan nilai Ki dan Kd dapat mengurangi osilasi pada respon PID. Namun, nilai Kd dan Ki yang terlalu tinggi dapat memperlambat *rise-time*, suatu karakteristik yang tidak diinginkan. Sehingga setelah melalui proses *tuning* untuk mengurangi *rise-time* dan osilasi dengan hasil seperti pada Tabel 4.6, digunakan nilai Kp = 15, Ki = 2,5, dan Kd = 5 dengan respon seperti pada Gambar 5.7 yang memiliki *rise-time*, *steady-state error*, dan *overshoot* paling rendah daripada kombinasi nilai Kp, Ki, dan Kd yang lain; yaitu dengan *steady-state error* sebesar 0,76°, *rise-time* selama 575 milidetik, dan *overshoot* sebesar 2,35% dari nilai *set-point*. Meskipun karakter osilasi tidak terlalu terlihat pada Gambar 5.7, respon osilasi masih ada pada derajat yang lebih rendah dan frekuensi yang lebih kecil sebagai akibat dari respon pergerakan tangan subjek normal. Ketiga parameter respon kontrol diatas memenuhi spesifikasi sistem yang dijelaskan pada Bab IV mengenai proses pengujian sistem kontrol PID dengan metode *trial-error*. Sehingga nilai Kp, Ki, dan Kd pada kombinasi ke-delapan dapat digunakan untuk proses pengujian subjek.

Dengan parameter yang sudah ditentukan, maka dilakukan pengujian untuk tiap-tiap subjek dengan data yang diukur adalah nilai *steady-state error* (e_{ss}), *range-of-motion*, dan *rise-time* dari pergerakan yang dihasilkan oleh stimulus. Parameter tersebut dihitung dengan nilai absolut dalam satuan derajat dengan hasil dirangkum pada Tabel 4.7. Respon sistem kontrol PID untuk suatu masukan *unit-step* 85% unit ternormalisasi adalah seperti pada Gambar 5.8 sampai Gambar 5.13, secara berurutan untuk subjek pertama sampai subjek ke-enam. Keempat subjek pertama dan subjek ke-enam menunjukkan respon osilasi yang cukup signifikan. Sementara subjek ke-lima menunjukkan respon osilasi yang lebih minim dibandingkan subjek lainnya; respon osilasi tersebut merupakan akibat dari variabilitas intra subjek, konsisten dengan hasil pengujian kontrol PID penelitian

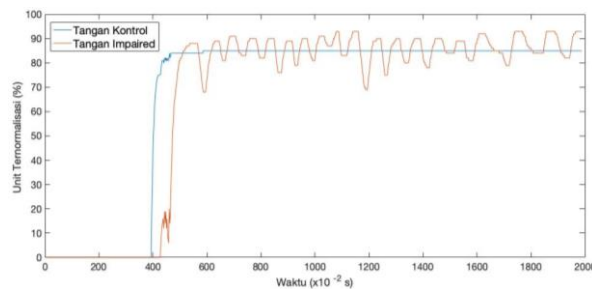
pada [33]. Penyebab lain. Rasa takut dan ketidakbiasaan melakukan sesi terapi menggunakan FES berpengaruh pada hasil pergerakan yang dilakukan oleh subjek sebagai akibat dari stimulus FES. Tampak pada subjek keenam yang respon osilasinya berbentuk kasar sebagai akibat dari rasa takut berlebihan dan kekakuan tangan ketika diberi stimulus. Meski demikian, subjek ke-lima dan ke-enam memiliki respon *delay* yang cukup besar antara sinyal *set point reference* dan respon tangan *impaired*. Karakter ini tidak tampak pada keempat subjek lainnya, membuktikan karakteristik sistem *musculoskeletal* yang berbeda-beda untuk masing-masing subjek yang bersifat non-linear dan non-stasioner.



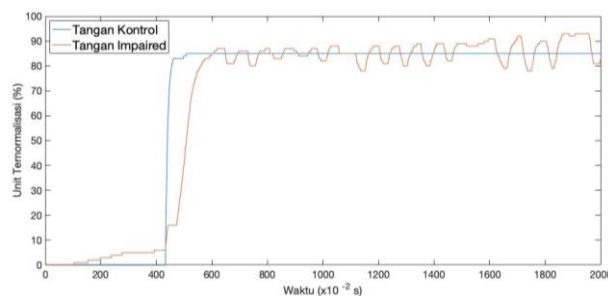
Gambar 5.8 Respon sistem kontrol PID untuk subjek pertama



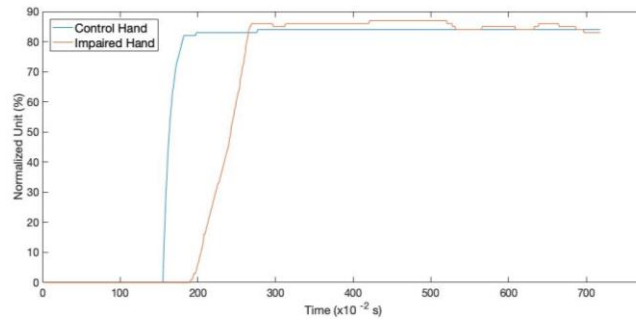
Gambar 5.9 Respon sistem kontrol PID untuk subjek kedua



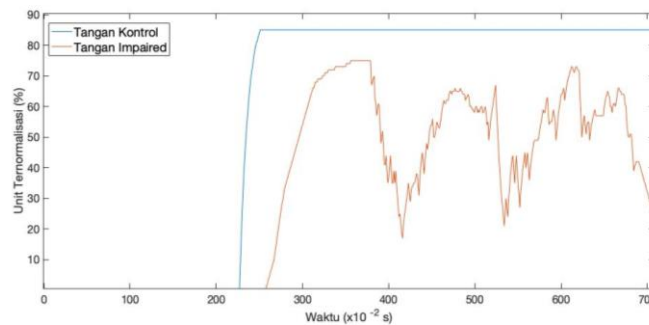
Gambar 5.10 Respon sistem kontrol PID untuk subjek ketiga



Gambar 5.11 Respon sistem kontrol PID untuk subjek keempat



Gambar 5.12 Respon sistem kontrol PID untuk subjek kelima



Gambar 5.13 Respon sistem kontrol PID untuk subjek keenam

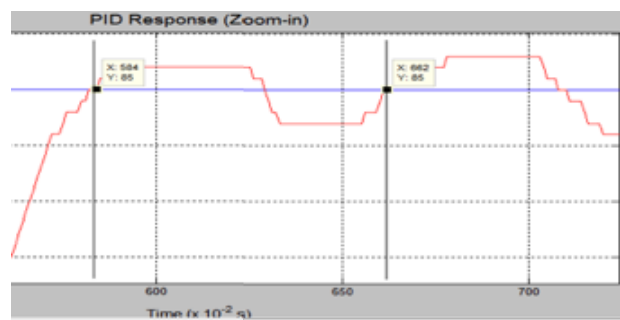
Selain itu, parameter yang didapatkan berupa *steady-state error* rata-rata untuk keenam subjek adalah $6,11^\circ$, lebih tinggi daripada spesifikasi yang diinginkan yaitu $e_{ss} < 5^\circ$. Hal ini disebabkan terjadi anomali pada subjek ke-enam yang memiliki nilai *steady-state error* pada $25,93^\circ$. Hal ini dapat terjadi karena tangan subjek yang kaku dan tidak rileks ketika diberi stimulus sebagai karena rasa takut. Disisi lain, untuk kelima subjek lainnya, nilai *steady-state error* memenuhi spesifikasi yang diharapkan, menandakan sistem PID mampu memberikan stimulus FES pada tangan *impaired* agar menghasilkan gerakan fleksi yang sebanding dengan pergerakan tangan normal yang mengontrol.

Parameter *range-of-motion* (ROM) yang dihasilkan dari stimulus pada tangan *impaired*, juga menunjukkan pergerakan fleksi yang cukup baik untuk merekonstruksi gerakan menggenggam pada keenam subjek pada nilai rata-rata $93,09^\circ$. Nilai ROM terendah adalah subjek keenam, dapat diakibatkan rasa takut subjek sehingga melawan pergerakan yang dihasilkan oleh stimulus FES. Semenara nilai ROM tertinggi adalah $99,51^\circ$ untuk subjek ke-tiga dan ke-empat. Secara umum, kelima subjek lainnya memiliki nilai ROM diatas 90° , menandakan pergerakan fleksi yang dihasilkan stimulus elektrik mampu melakukan pergerakan fleksi dengan ROM yang lebar, sesuai dengan nilai kontrol yang diharapkan.

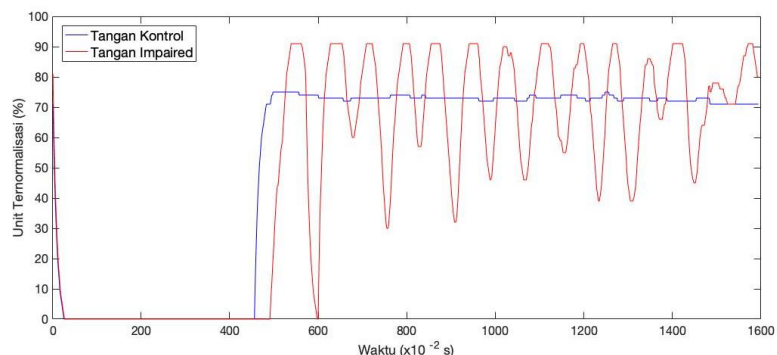
Sementara parameter *rise time* menunjukkan rata-rata $719,17$ milidetik untuk keenam subjek, menunjukkan respon sistem yang cepat dalam menanggapi perubahan pergerakan tangan pada masukan atau sinyal galat atau *error*; merupakan parameter yang paling penting dalam desain sistem kontrol pada penelitian ini. Selain itu subjek pertama, ke-empat, dan ke-enam mencatatkan nilai *rise-time* diluar spesifikasi yang diharapkan. Untuk kasus subjek pertama,

hal ini dapat disebabkan respon muskuloskeletal yang bervariasi, sementara untuk subjek ke-empat dan ke-enam dapat disebabkan oleh rasa takut dan kekakuan tangan ketika diberi stimulus.

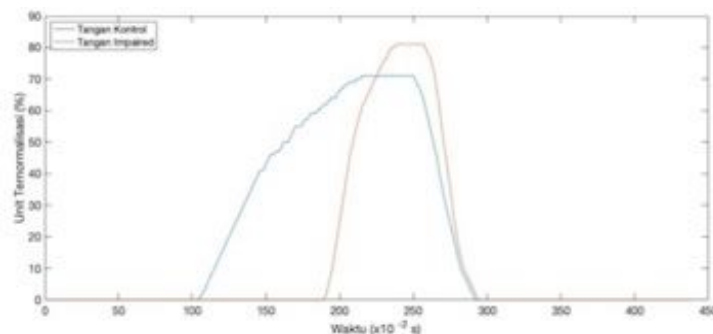
Pengujian respon kontrol PID menunjukkan karakter respon muskuloskeletal yang berbeda-beda pada setiap subjek ketika diberi stimulus, sehingga untuk penelitian selanjutnya dapat digunakan sistem kontrol yang lebih mumpuni. Selain itu, respon subjek yang berbeda akibat rasa takut juga dapat diminimalisir dengan penggunaan subjek pasien *stroke* hemiplegia, untuk meningkatkan familiaritas terhadap sistem terapi berbasis FES. Pada sub-bab selanjutnya, akan digunakan metode sistematis berupa pendekatan Ziegler-nichols untuk mencari parameter K_p , K_i , dan K_d yang sesuai dengan harapan dapat mengeliminasi respon osilasi dari sistem kontrol PID yang ada.



Gambar 5.14 Perhitungan waktu osilasi untuk sistem stabil kritis



Gambar 5.15 Respon sistem kontrol PID dengan pendekatan Ziegler-Nichols



Gambar 5.16 Respon sistem PID dengan pendekatan Ziegler-Nichols untuk satu siklus pergerakan

5.2.3. Pembahasan Hasil Pengujian Sistem Kontrol PID dengan Metode Ziegler-Nichols

Perhitungan nilai K_p , K_i , dan K_d dimulai dengan meningkatkan nilai penguatan proporsional (K_p) sampai sistem mengalami osilasi, pada kondisi stabil kritis atau *critically stable*. Melalui proses eksperimen, didapatkan sistem mengalami *critically stable* pada $K_p = 10$, dengan mengamati respon keluaran sistem seperti pada Gambar 5.14, diukur parameter waktu osilasi T_U pada nilai 0,78 detik. Setelah diketahui nilai $K_U = 10$ dan $T_U = 0,78$ detik, maka didapatkan nilai K_p , K_i , dan K_d seperti pada Tabel 4.8. Respon sistem PID dengan pendekatan adalah seperti Gambar 5.15 dengan parameter pada Tabel 4.9.

Waktu *rise-time* membutuhkan 265 milidetik untuk mencapai 90% dari nilai referensi, 53,91% lebih cepat dibandingkan respon PID pada kombinasi kedelapan (8) pada pendekatan *trial-error*. Dengan morfologi keluaran seperti pada Gambar 5.18 yang memiliki banyak osilasi, dapat mempengaruhi nilai *steady-state error* pada 2,69°, turun 28,25% dibandingkan pendekatan *trial-error*. Hal yang konsisten terjadi pada parameter *overshoot* yang melonjak menjadi 21,33% nilai referensi, hal yang sama juga terjadi pada respon satu siklus pergerakan pada Gambar 5.16 yang memiliki respon *overshoot* berlebihan pada pergerakan tangan *impaired*. Sehingga pendekatan Ziegler-Nichols tidak dapat menyelesaikan permasalahan osilasi yang timbul pada respon sistem muskuloskeletal yang bersifat non-linear; dengan pendekatan berbasis *knowledge-expert based* dengan metode *trial-error* didapatkan respon kontrol yang lebih baik karena sifat sistem muskuloskeletal dan unsur sistem tubuh yang bersifat non-linear, berbeda dengan sistem kontrol motor yang bersifat linear atau semi-linear. Pada kondisi terkontrol, hasil respon PID pada pendekatan *trial-error* dengan kombinasi nilai K_p , K_i , dan K_d pada nomor 8 merupakan respon terbaik untuk digunakan dalam proses eksperimen dengan nilai *steady-state error* dan *overshoot* terkecil dan *rise-time* yang masih dapat diterima dalam spesifikasi kontrol permainan.

5.2.4. Pembahasan Hasil Sistem Permainan UNITY

Rancangan permainan yang digunakan adalah permainan *leveled runner* dengan dua tingkat kesulitan yang disebut level 1 dan level 2. Permainan ini dilengkapi dengan halaman Menu Utama pada Gambar 5.17, menu pilihan Level pada Gambar 5.18 yang menampilkan dua pilihan level yang tersedia, Menu Berhenti Sementara atau *Pause Menu* pada Gambar 5.19 yang menampilkan pilihan untuk menghentikan permainan, mengulang, atau kembali ke menu utama; Menu Permainan Selesai atau *Game Over Menu* pada Gambar 5.20 yang akan menampilkan skor akhir dari sesi rehabilitasi subjek dan beberapa tombol fungsi yang tersedia, dan arsitektur permainan pada Gambar 5.21 untuk Level 1 dan Gambar 5.22 untuk Level 2. Skor permainan tersebut akan dihitung berdasarkan lama waktu yang dibutuhkan subjek untuk menyelesaikan level-level permainan yang bersangkutan. Desain untuk Level 1, dibutuhkan waktu target 23 detik untuk

menyelesaikan permainan, sementara untuk Level 2, dibutuhkan waktu 46 detik. Perhitungan akurasi akan menurun seiring bertambahnya jumlah waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan satu level permainan.



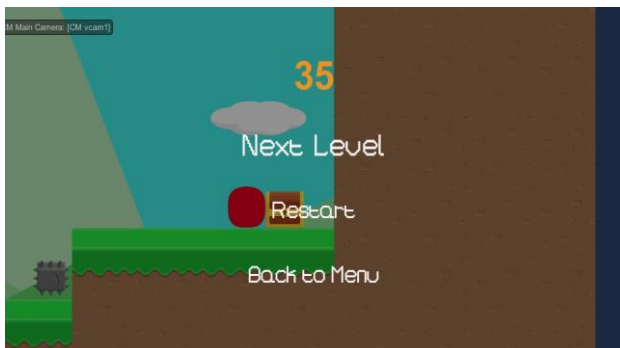
Gambar 5.17 Tampilan menu utama atau *main menu*



Gambar 5.18 Tampilan menu pemilih level atau *level selector*



Gambar 5.19 Tampilan menu berhenti sementara atau *pause menu*



Gambar 5.20 Tampilan menu permainan selesai atau *game over menu*



Gambar 5.21 Arsitektur permainan Level 1



Gambar 5.22 Arsitektur permainan Level 2

Secara rancang bangun, permainan ini menggunakan tampilan yang disediakan secara *open source* oleh Bayat Games [35], namun dengan ubahan-ubahan yang disesuaikan dengan keperluan penelitian. Sehingga dari beberapa jenis *asset* UNITY yang disediakan, hanya objek permainan dan *grid tiles* pembentuk peron permainan yang digunakan pada desain permainan ini. Komponen vital permainan seperti algoritma kontrol objek, pengatur *scene*, dan lainnya dibuat secara mandiri. Untuk detail perangkat lunak permainan, dapat diakses pada repositori GitHub peneliti [36].

5.3. Pembahasan Hasil Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral

Integrasi sistem kontrol bilateral dengan sistem permainan dilakukan secara langsung dengan membaca data pada komunikasi serial yang dikirimkan oleh mikrokontroler. Jika data sinyal kontrol yang diterima adalah '0', maka objek permainan tidak akan melakukan fungsi meloncat, dan jika sinyal kontrol yang diterima adalah '1', maka objek permainan akan melakukan fungsi meloncat. Hal ini paralel dengan Tabel 4.4 pada sub-bab 4.1.4, yang mana pergerakan fleksi pada jari-jari tangan ditranslasikan menjadi pergerakan objek permainan melompati halangan pada permainan, dengan hasil untuk empat kali pasangan pergerakan fleksi-ekstensi jari-jari diringkas pada Tabel 4.10.

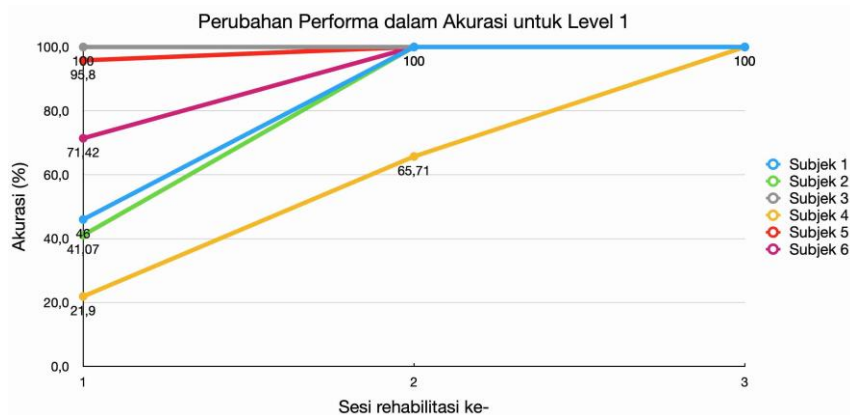
Didapatkan bahwa integrasi sistem kontrol dapat dilakukan dengan baik dengan akurasi kontrol mencapai 100% untuk keenam subjek. Untuk setiap pergerakan menggenggam yang dilakukan subjek, mikrokontroler selalu mengirimkan data sinyal kontrol '1' dan ditranslasikan menjadi pergerakan meloncat oleh UNITY *game engine* dan sebaliknya, jika subjek melakukan pergerakan ekstensi maka mikrokontroler mengirimkan sinyal '0' untuk melanjutkan proses pergerakan objek permainan. Hal ini menandakan sistem kontrol dengan fleksi pada jari-jari tangan dapat digunakan sebagai metode yang intuitif dan imersif untuk permainan UNITY yang telah didesain. Selain itu,

pembacaan *flex sensor* tidak mengalami *noise* yang signifikan akibat pergerakan kabel ataupun sebab lainnya karena sinyal bacaan mengalami proses normalisasi dan penggunaan filter digital pada pemrosesan sinyal bacaan. Filter digital *low-pass* yang digunakan dapat meredam *spike* frekuensi tinggi secara efektif seperti pada pengujian awal bacaan *flex sensor*.

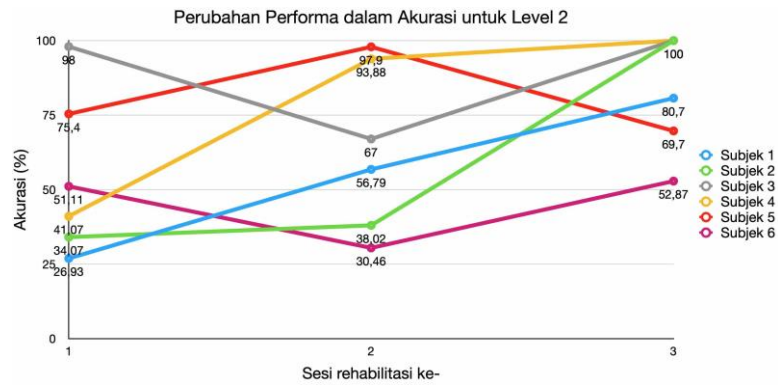
5.4. Pembahasan Hasil dan Analisis Data Pengujian Total Sistem Rehabilitasi

Sistem rehabilitasi permainan ini ditujukan untuk memberikan variasi pada metode rehabilitasi tungkai atas yang terbatas, seperti diusulkan pada [10], [11], [32]. Selama proses permainan, subjek diminta untuk tidak melakukan kontraksi *voluntary* pada tangan yang diberi stimulus elektrik. Dengan hal ini diharapkan pergerakan pada tangan *impaired* adalah murni berasal dari stimulus elektrik yang dikontrol oleh sistem PID yang sudah diuji sebelumnya. Terdapat dua level permainan, yaitu level pertama atau Level 1 dan Level 2 yang lebih sulit. Data performa subjek untuk Level 1 ada pada Tabel 4.11 dan data performa untuk Level 2 pada Tabel 4.12.

Pada level pertama, dapat disimpulkan bahwa subjek pertama, subjek kedua, subjek keempat dan subjek keenam menunjukkan proses pembelajaran dalam permainan; dengan percobaan pertama yang tidak mencapai akurasi 100% dan meningkat seiring dengan beberapa kali sesi permainan. Hal ini menunjukkan bahwa sistem permainan memberikan efek positif pada kemampuan subjek untuk terus meningkatkan akurasinya. Hal yang sama tidak terjadi pada subjek ketiga yang sejak awal sudah mendapatkan akurasi 100% dan subjek kelima pada nilai akurasi 95,80%; mendekati nilai sempurna. Karakter ini terjadi karena subjek ketiga dan subjek kelima memiliki pengalaman dalam permainan sejenis dan juga tidak dipengaruhi oleh perspektif rasa takut berlebihan akibat pemberian stimulus, begitu juga dengan subjek pertama dan subjek kedua. Berkebalikan dengan subjek keempat dan subjek kelima yang memiliki persepsi rasa takut berlebihan sehingga mempengaruhi performa permainannya.



Gambar 5.23 Peningkatan performa subjek untuk sesi permainan level 1



Gambar 5.24 Peningkatan performa subjek untuk sesi permainan level 2

Nilai rata-rata akurasi dari keenam subjek untuk arsitektur Level 1 adalah 82,66% dengan rata-rata peningkatan akurasi antara hasil percobaan pertama dan percobaan terakhir sebesar 43,33% seperti diilustrasikan oleh Gambar 5.23. Secara umum, pada sesi rehabilitasi Level 1, semua subjek mengalami peningkatan performa pada akhir sesi latihan ketiga dibandingkan dengan awal sesi latihan pertama. Peningkatan terbesar dimiliki oleh subjek yang memiliki persepsi rasa sakit yang cukup besar seperti subjek keempat dan keenam karena seiring dilakukannya sesi permainan, subjek menjadi terbiasa dengan stimulus yang diberikan sehingga peningkatannya signifikan. Subjek dengan performa awal yang baik seperti subjek ketiga dan kelima mencatatkan peningkatan yang rendah. Hal ini relevan dengan tujuan permainan Level 1 yang bertempo lambat, sehingga subjek dapat mempelajari terlebih dahulu karakter permainan dan sistem kontrol stimulus yang digunakan.

Sementara pada level kedua, terdapat penurunan performa akibat arsitektur permainan yang lebih sulit dan panjang. Subjek pertama, kelima, dan keenam tidak dapat mencapai akurasi 100% setelah tiga kali percobaan, sementara tiga (3) subjek lainnya mampu mencapai akurasi 100% setelah 2 sesi permainan berturut-turut. Anomali juga terjadi pada subjek ketiga, dengan performa awal yang baik mencapai 98% namun mengalami penurunan menjadi 67% pada percobaan kedua. Begitu juga dengan subjek kelima yang mencatatkan hasil percobaan ketiga yang lebih buruk daripada percobaan pertama dan kedua. Hal ini terjadi karena arsitektur Level 2 yang lebih sulit dan bertempo lebih cepat, mengakibatkan subjek bersangkutan beberapa kali gagal mengantisipasi rintangan yang cukup padat.

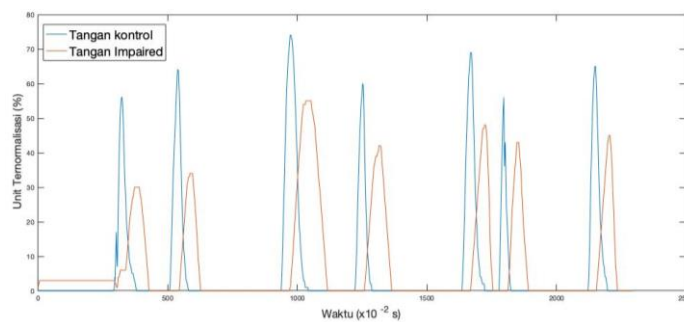
Nilai rata-rata akurasi dari keempat subjek untuk sesi permainan Level 2 adalah 67,50% turun 15,1% dari akurasi untuk Level 1. Sesi rehabilitasi Level 2 yang menunjukkan *trend* yang sama dengan level 1, rata-rata mengalami peningkatan performa dengan rata-rata sebesar 29,13% seperti diilustrasikan pada Gambar 5.24. Subjek ketiga memiliki peningkatan performa 2,1% karena percobaan pertama memiliki hasil yang sudah baik. Sementara subjek kelima memiliki peningkatan minus, karena hasil percobaan ketiga lebih buruk daripada percobaan pertama.

Grafik performa dan data peningkatan performa tersebut menunjukkan permainan Level 1 mudah untuk dipelajari dan dilakukan dibandingkan dengan Level 2. Tiga kali sesi latihan dan pembiasaan metode kontrol, semua subjek dapat melakukan sesi rehabilitasi dengan mudah dan mencapai target akurasi 100% pada akhir sesi latihan untuk Level 1. Sementara untuk Level 2, hanya tiga (3) dari enam (6) orang mencapai target akurasi 100% pada akhir sesi latihan untuk Level 2. Hal ini mendukung bahwa sistem rehabilitasi yang diusulkan harus bertempo lambat, mudah dipahami dan diadaptasi oleh berbagai kalangan subjek yang bervariasi. Hal ini membuktikan bahwa arsitektur permainan rehabilitasi harus didesain dengan seksama, memperhatikan kemampuan subjek dalam melakukan pergerakan kontrol, dan dilakukan secara perlahan atau *slow-paced*. Peningkatan performa subjek mendukung hasil penelitian sebelumnya mengenai sistem rehabilitasi tungkai atas dengan metode kontrol bilateral [32] dan berbasis permainan [30]. Meski demikian, penelitian ini dibatasi dengan keterbatasan akses pada pasien pasca *stroke*, untuk melihat efektivitas sistem pada pasien pasca *stroke* dengan hemiplegia, sehingga dibutuhkan validasi lebih lanjut mengenai efektivitas sistem terhadap pasien pasca *stroke*.

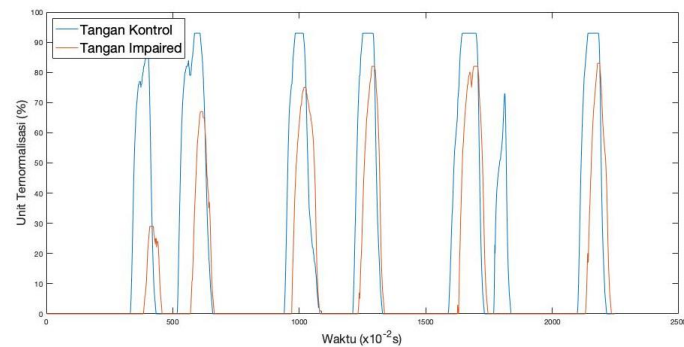
Parameter lain yang dievaluasi adalah persepsi rasa sakit dan persepsi kemudahan melakukan permainan. Nilai rata-rata persepsi tingkat kemudahan dalam permainan untuk Level 1 adalah 4,17 dari 5 (lebih tinggi lebih baik), menunjukkan persepsi subjek bahwa sistem permainan mudah untuk dipahami dan dipelajari. Sementara persepsi rasa sakit ada pada level 2,33 dari 5 poin (lebih rendah lebih baik). Subjek keempat merasakan sakit ketika posisi elektroda salah, sehingga mengalami kontraksi berlebihan. Sementara subjek keenam memiliki persepsi rasa takut yang mempengaruhi performa, dengan hasil percobaan pertama paling buruk diantara subjek lainnya. Kedua subjek tersebut memberikan nilai persepsi rasa sakit yang lebih tinggi pada nilai 3. Dengan rata-rata akurasi dan nilai persepsi kemudahan yang baik membuat arsitektur Level 1 memberikan sesi permainan yang menyenangkan bagi subjek. Selain itu, karakter permainan yang mudah dan tidak terlalu lama lebih mudah diterima oleh subjek.

Trayektori fleksi tangan untuk sesi permainan Level 1 pada Gambar 5.25 subjek pertama, Gambar 5.26 untuk subjek kedua, Gambar 5.27 untuk subjek ketiga, Gambar 5.28 untuk subjek keempat, Gambar 5.29 untuk subjek kelima, dan Gambar 5.30 untuk subjek keenam. Meskipun begitu, terdapat perbedaan amplitudo maksimal antara tangan kontrol dan tangan yang diberi stimulus (*impaired*) akibat dari karakter *delay* dari respon sistem *musculoskeletal* subjek ketika diberi stimulus. Korelasi ini dibuktikan dengan karakter *delay* yang cukup signifikan terlihat pada data trayektori subjek pertama dan subjek kelima berdasarkan inspeksi visual. Karakteristik *delay* mengakibatkan tangan yang diberi stimulus belum melakukan pergerakan fleksi secara maksimal sesuai target, kemudian target secara cepat turun ketika subjek melakukan ekstensi pada tangan kontrol setelah selesai melakukan pergerakan meloncat. Hal ini mengakibatkan

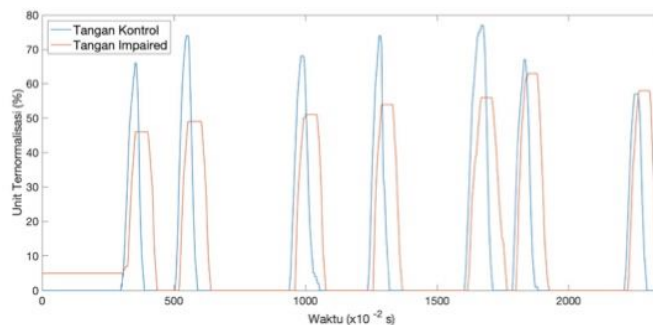
selisih amplitudo yang signifikan pada subjek pertama. Sementara data trayektori subjek kedua, ketiga, keempat, dan keenam, tidak menunjukkan adanya *delay* yang signifikan, sehingga trayektori tangan *impaired* yang diberi stimulus pada keempat subjek mendekati nilai dari trayektori tangan normal. Bahkan pada subjek keenam, trayektori tangan *impaired* melebihi target; dapat dikategorikan sebagai *overshoot*. Anomali lain yang tampak adalah pada subjek kedua, yang mana terjadi satu (1) kali *misfire*, yaitu kondisi sistem kontrol gagal memberikan stimulus. Hal ini terjadi karena perubahan sinyal kontrol tersebut terjadi sangat cepat sebagai respon gerakan refleks subjek akibat menghindari musuh dalam permainan. Pada subjek lain, dapat disimpulkan bahwa trayektori tangan *impaired* mendekati trayektori tangan kontrol. Karakter ini mengindikasikan sistem mampu memberikan efek terapeutik pada tangan *impaired*, mengkonfirmasi [31].



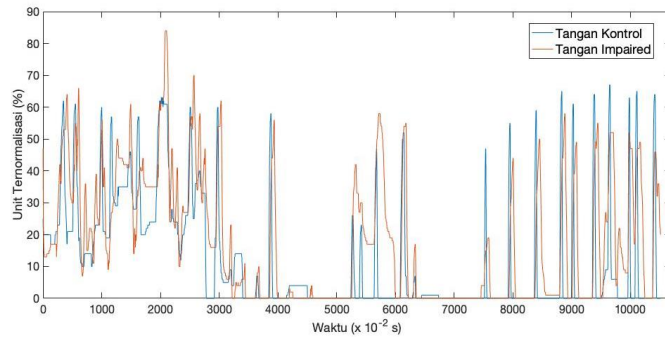
Gambar 5.25 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek pertama (1)



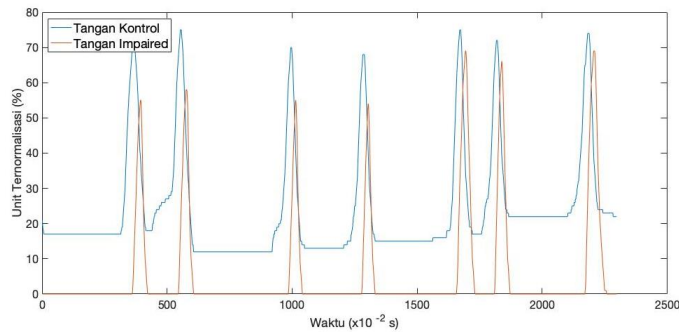
Gambar 5.26 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek kedua (2)



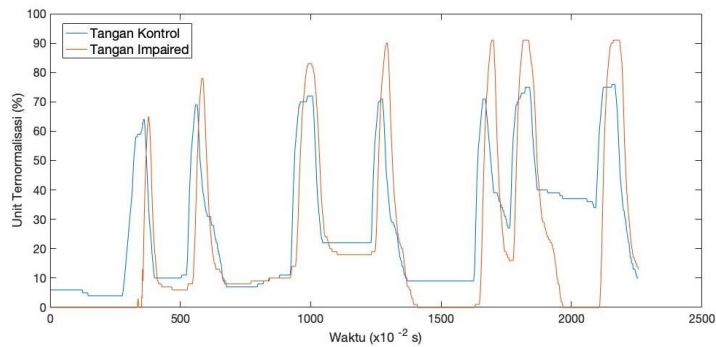
Gambar 5.27 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek ketiga (3)



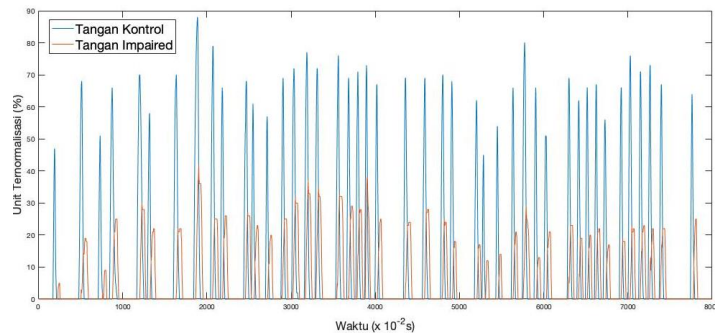
Gambar 5.28 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek keempat (4)



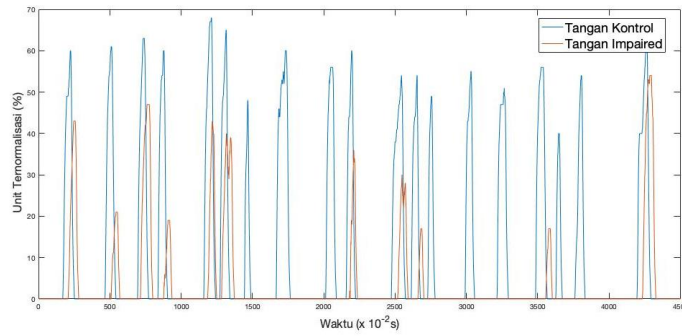
Gambar 5.29 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek kelima (5)



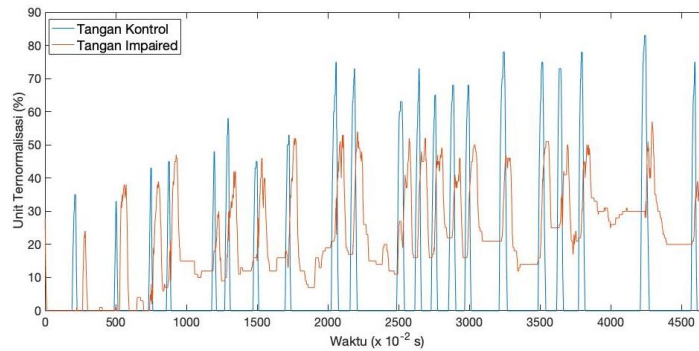
Gambar 5.30 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 1: Subjek keenam (6)



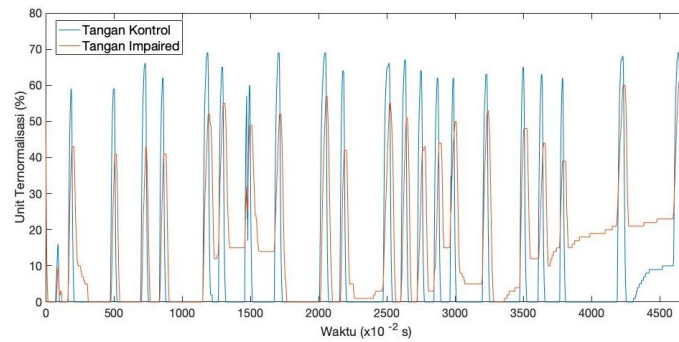
Gambar 5.31 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek pertama (1)



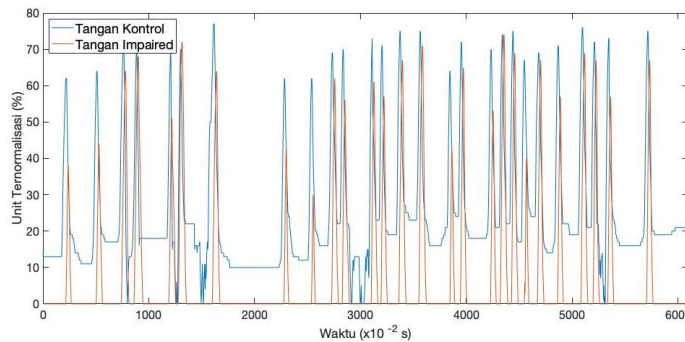
Gambar 5.32 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek kedua (2)



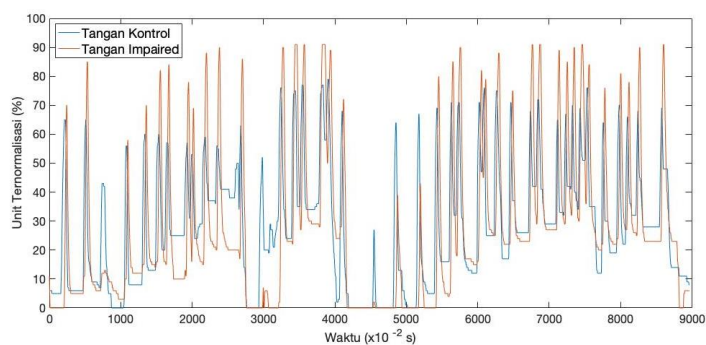
Gambar 5.33 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek ketiga (3)



Gambar 5.34 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek keempat (4)



Gambar 5.35 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek kelima (5)



Gambar 5.36 Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan dalam sesi permainan Level 2: Subjek keenam (6)

Persepsi kemudahan pada arsitektur Level 2 mengalami penurunan 0,5 poin menjadi bernilai 3,67 dari 5, hal ini konsisten dengan turunnya nilai rata-rata akurasi subjek selama sesi permainan. Meskipun demikian, nilai 4,17/5 pada Level 1 dan 3,67/5 pada Level 2 mengindikasikan bahwa sistem rehabilitasi mudah untuk dipahami dan dieksekusi bagi setiap subjek; merupakan poin utama yang dibuktikan dalam penelitian ini. Persepsi rasa sakit juga mengalami penurunan menjadi level 1,5 dari 5; dapat terjadi sebagai akibat terbiasanya subjek dalam menerima stimulus setelah beberapa kali melalui sesi permainan. Semakin banyak sesi permainan yang dilakukan, dengan penambahan tingkat kesulitan dapat mengurangi persepsi rasa sakit, meskipun mengurangi persepsi kemudahan permainan. Hal ini membuktikan dampak positif dari penggunaan sistem permainan yang dapat memberikan fokus lain untuk subjek.

Trayektori pergerakan fleksi pada jari tangan untuk sesi permainan Level 2 secara berurutan pada Gambar 5.31 untuk subjek pertama, Gambar 5.32 untuk subjek kedua, Gambar 5.33 untuk subjek ketiga, Gambar 3.34 untuk subjek keempat, Gambar 3.35 untuk subjek kelima, dan Gambar 5.36 untuk subjek keenam. Subjek ke-1 memiliki anomali fleksi pada tangan *impaired* tidak mencapai target yang diharapkan, hal ini terjadi pada subjek lainnya pada derajat yang lebih rendah. Penyebab dari anomali ini adalah arsitektur dari Level 2 yang lebih cepat atau *fast-paced* sehingga subjek lebih cepat dalam gerakan fleksi dan ekstensi jari-jari tangan kontrol untuk mengkompensasi kecepatan pergerakan rintangan dalam sesi permainan. Untuk alasan yang sama juga terjadi anomali pada subjek ke-2, yang beberapa stimulus tidak tersalurkan ke tangan *impaired* atau terjadi beberapa kali *misfire*. Sementara pada subjek ketiga dan subjek keempat, kelima, dan keenam terdapat karakteristik *baseline* tangan *impaired* yang tidak pada titik 0, hal ini disebabkan oleh posisi *resting* tangan *impaired* subjek yang berbeda-beda. Hal ini dikonfirmasi oleh Tabel 5.3 yang menunjukkan posisi *resting* dari subjek ke-3 dan ke-4 memiliki bacaan tegangan yang lebih tinggi daripada rata-rata yang digunakan untuk proses normalisasi, mengakibatkan *baseline* normalisasi yang tidak berada pada nilai 0. Karakteristik trayektori tangan *impaired* pada subjek kelima dan keenam mendekati nilai target, konsisten dengan hasil permainan Level 1. Pada subjek keenam, juga teramati kondisi

overshoot seperti sebelumnya sebagai efek dari kekakuan subjek ketika melakukan proses permainan. Pada beberapa subjek yang melakukan sesi rehabilitasi Level 1 dan Level 2 tanpa istirahat, juga terdapat penurunan amplitudo fleksi sebagai akibat dari *muscle fatigueness*.

Karakter amplitudo fleksi tangan *impaired* yang lebih rendah atau tidak mencapai target yang tampak pada beberapa subjek baik pada sesi permainan Level 1 dan Level 2. Begitu juga dengan beberapa kali terjadi *misfire* atau tangan *impaired* tidak merespon stimulus yang diberikan secara maksimal ketika tangan kontrol melakukan fleksi sehingga tidak terjadi pergerakan fleksi pada tangan *impaired*, merupakan karakteristik normal yang dapat disebabkan oleh *muscle fatigueness* dan karakteristik tiap subjek dalam melakukan pergerakan kontrol. Jika pergerakan kontrol dilakukan secara tidak agresif, maka amplitudo fleksi tangan *impaired* memiliki waktu lebih untuk mencapai puncak sebelum tangan kontrol menuju fase *resting* yang memutus stimulus listrik yang diberikan pada tangan *impaired*; menghasilkan amplitudo tangan *impaired* yang lebih sesuai dengan target. Sementara sebaliknya, jika kontrol pergerakan dilakukan secara agresif, maka stimulus akan diberikan hanya dalam waktu yang sangat singkat. Karakter ini adalah akibat dari penghentian pemberian stimulus oleh sistem kontrol karena tangan kontrol melakukan *resting* dengan cepat sebelum tangan *impaired* mencapai amplitudo fleksi sesuai target. Oleh karena itu, dibutuhkan sistem permainan rehabilitasi yang berorientasi pada permainan yang bertempo lambat dan tidak agresif agar pergerakan fleksi tangan *impaired* mencapai target pergerakan yang diinginkan.

5.5. Pembahasan Hasil Survey Efek Permainan Visual terhadap Subjek Selama Proses Rehabilitasi

Berdasarkan hasil rekapitulasi kuisioner yang diisi oleh keenam (6) subjek pada sub-bab 4.5, maka didapatkan pembahasan mengenai efek permainan visual atau *video game* terhadap subjek. Sebanyak 16,7% dari keseluruhan subjek memilih menggunakan metode rehabilitasi konvensional seperti ditunjukkan oleh Gambar 4.5. Setelah melakukan eksperimen, sebanyak 100% dari keseluruhan subjek memilih menggunakan metode rehabilitasi berbasis permainan seperti ditunjukkan Gambar 4.6. Hal ini mengindikasikan bahwa penggunaan permainan visual dapat menarik minat subjek bahkan sebelum subjek melakukan sesi rehabilitasi yang diusulkan. Persepsi ini didukung oleh Bonnechère *et al.* pada *review* penggunaan permainan video (*video game*) untuk rehabilitasi, yang menyatakan bahwa permainan dapat menjaga level motivasi pasien untuk melakukan sesi rehabilitasi [37]. Selain itu, kesemua subjek juga meyakini bahwa metode rehabilitasi berbasis permainan dapat mengurangi beban psikologis pasien pasca *stroke* seperti ditunjukkan oleh Gambar 4.7. Rendahnya motivasi dan keterlibatan pasien dalam sesi rehabilitasi dapat diperbaiki dengan sistem permainan yang diintegrasikan pada metode rehabilitasi yang ada [31].

Selain itu, 50% dari subjek meyakini absennya permainan dapat mempengaruhi secara negatif performa mereka, 16,7% menganggap performa mereka akan lebih tinggi, dan 33,3% mengindikasikan level performa yang sama pada Gambar 4.8. Persepsi subjek terhadap efek sistem permainan juga didukung oleh data penelitian/studi terdahulu mengenai penggunaan permainan dalam rehabilitasi. Beberapa studi menemukan bahwa penggunaan permainan visual dapat meningkatkan performa rehabilitasi subjek, termasuk beberapa parameter yang diukur seperti *range-of-motion*, konsumsi energi subjek, dan juga pergerakan repetisi yang lebih banyak, dibandingkan dengan subjek yang melakukan rehabilitasi konvensional [31], [38]–[40]. Sehingga efek dari penggunaan sistem permainan seperti yang diusulkan dapat dikorelasikan dengan temuan dari penelitian tersebut.

Peters *et al.* menemukan bahwa penggunaan sistem PlayStation 2 EyeToy dapat memberikan pergerakan repetisi yang lebih banyak dibandingkan pergerakan dengan metode rehabilitasi konvensional [38], mendukung data eksperimen bahwa pergerakan repetisi yang dilakukan pasien dengan permainan akan lebih bermakna dan lebih memudahkan pasien, karena ada tujuan dan motivasi yang jelas dari permainan [31]. Sin dan Lee menemukan bahwa performa subjek dengan intervensi permainan menggunakan Xbox Kinect memiliki fungsi tungkai atas yang lebih baik dari subjek yang diberi perlakuan rehabilitasi konvensional [39]. Hal ini didukung oleh data eksperimen dari pergerakan trayektori tangan *impaired* dapat mendekati pergerakan tangan kontrol atau tangan normal, sesuai dengan siklus repetisi yang didapatkan dari umpan visual permainan. Disisi lain, Kafri *et al.* menemukan bahwa penggunaan energi pada pasien subjek *stroke* lebih rendah dibandingkan dengan subjek normal untuk sistem permainan X-Box [40]. Temuan ini mengindikasikan bahwa penggunaan sistem permainan pada subjek pasca *stroke* dapat meringankan beban kognitif sekaligus psikologis akibat penggunaan energi yang lebih rendah. Sehingga metode rehabilitasi berbasis permainan yang diusulkan dalam penelitian ini dapat mendukung premis bahwa tujuan utamanya adalah untuk mengurangi beban psikologis.

Pada pertanyaan berikutnya, semua subjek memiliki persepsi bahwa penggunaan permainan dapat mengkompensasi rasa sakit yang timbul akibat stimulus FES. Hal ini sekaligus mendukung bahwa penggunaan permainan dapat mengalihkan fokus subjek dari beban kognitif dan psikologis yang timbul akibat permainan. Data eksperimen juga mendukung dengan persepsi rasa sakit pada saat subjek melakukan sesi permainan Level 2 lebih rendah dibandingkan dengan saat subjek pertama kali melakukan eksperimen. Pada pertanyaan terakhir, semua subjek meyakini penggunaan sistem permainan yang diusulkan dapat memberikan motivasi bagi pasien pasca *stroke*. Hal ini karena sistem permainan yang diusulkan konsisten dengan *game-design theory* mengenai beberapa aspek yang dibutuhkan untuk rehabilitasi berbasis permainan [31].

Beberapa aspek yang ditonjolkan adalah konsep permainan dan umpan balik yang berarti, penggunaan target atau *goals* dan pemberian penghargaan atau *rewards*, serta tantangan dan kesulitan yang ditawarkan oleh sistem permainan. Sistem permainan yang diusulkan memiliki konsep permainan yang membutuhkan interaksi subjek secara aktif, dengan melakukan pergerakan objek permainan sesuai dengan kontrol pergerakan tangan subjek. Umpan balik yang diberikan berupa *visual cue* dari objek permainan yang dapat menghindari musuh ataupun menabrak musuh. Target yang diberikan adalah mencapai garis akhir atau *finish line* dengan hadiah yang diberikan adalah nilai atau skor yang dapat dilihat di layar. Aspek tantangan dan kesulitan diketahui dapat memberikan rasa puas bagi subjek ketika subjek berhasil menyelesaikan tantangan tersebut, diwakili oleh arsitektur permainan yang didesain sebanyak dua (2) level dan objek musuh yang akan membuat objek permainan mengulang dari titik *respawn*. Pemenuhan ketiga aspek penting ini mendukung proses peningkatan motivasi bagi subjek untuk melakukan sesi rehabilitasi lebih lanjut [31].

BAB VI KESIMPULAN

6.1. Kesimpulan

Dari hasil pengujian yang dilakukan, dapat disimpulkan beberapa hal mengenai performa rangkaian dasar FES, sistem kontrol PID, sistem kontrol bilateral, dan keseluruhan performa sistem rehabilitasi yang diusulkan. Rangkaian FES dapat menghasilkan tegangan yang dibutuhkan untuk proses stimulus, dengan rentang maksimum 0-65V (tanpa beban) untuk mengurangi rasa sakit pada otot yang distimulus. Selain itu, kontrol PID memanfaatkan pendekatan *trial-error* dan Ziegler-Nichols untuk menemukan parameter Kp, Ki, dan Kd yang sesuai. Didapatkan pendekatan *trial-error* menghasilkan karakter kontrol yang terbaik; dapat mengontrol amplitudo FES yang mengontrol pergerakan sendi PIP pada jari-jari tangan dengan rata-rata galat kondisi tunak atau *steady-state error* bernilai 6,11°, rata-rata *rise-time* 719,17 milidetik, dan rata-rata *range-of motion* pada 93,09°; dengan karakter respon yang halus dan minim osilasi. Meski demikian, hasil pengujian untuk subjek memberikan respon yang bervariasi, karena variabilitas intra subjek, konsisten dengan penelitian pada [33]. Pendekatan Ziegler-Nichols tidak dapat menghilangkan karakteristik osilasi pada respon sistem kontrol, memiliki parameter respon kontrol *steady-state error* dan *overshoot* yang lebih buruk daripada respon sistem kontrol dengan pendekatan *trial-error*.

Sistem kontrol bilateral dapat digunakan dengan tingkat keberhasilan mencapai 100% untuk setiap subjek, sehingga membuktikan premis bahwa sistem kontrol tersebut intuitif dan mudah untuk dipelajari oleh berbagai golongan subjek yang berbeda-beda. Hasil simulasi total sistem rehabilitasi menunjukkan peningkatan performa subjek sebanyak 43,33% untuk permainan Level 1 dan sebesar 29,13% untuk sesi permainan Level 2. Menunjukkan sistem permainan mampu dipelajari oleh subjek normal, bahkan yang tidak berpengalaman dalam bermain permainan digital, mendukung data penelitian sejenis yang menggunakan metode kontrol bilateral.

Karakteristik sinyal trayektori pada tangan *impaired* dengan tangan normal atau tangan kontrol menunjukkan kesamaan, mengindikasikan tangan *impaired* berhasil dilatih untuk melakukan pergerakan *fleksi* seperti tangan normal. Hal ini mengindikasikan bahwa sistem permainan yang diusulkan dapat memberikan pelatihan bagi subjek untuk mendapatkan fungsi motorik, sesuai dengan beberapa penelitian pada [31]. Pada Level 1, perbedaan amplitudo tidak begitu signifikan akibat arsitektur yang lambat; mengakibatkan persepsi kemudahan subjek juga sangat tinggi, sementara pada Level 2, terjadi perbedaan amplitudo yang signifikan pada beberapa subjek, bahkan beberapa sinyal stimulus tidak tersalurkan (*misfire*) akibat arsitektur permainan yang cepat, sehingga karakteristik *delay* pada sistem muskuloskeletal mengakibatkan perbedaan

amplitudo yang signifikan dan sekaligus mengurangi persepsi kemudahan kontrol subjek. Hal ini mengindikasikan bahwa arsitektur yang cocok untuk permainan berbasis rehabilitasi adalah permainan yang bertempo lambat dan mudah untuk dilakukan. Meskipun demikian, sistem yang diusulkan dalam penelitian ini dibatasi oleh terbatasnya akses pada subjek pasien pasca *stroke* dengan hemiplegia, dan keterbatasan jumlah subjek yang berpartisipasi. Meskipun secara konsep, data menunjukkan bahwa sistem tersebut dapat secara efektif meningkatkan performa subjek normal dan membantu subjek melakukan pergerakan menggenggam tanpa kontraksi *voluntary*, diperlukan validasi lebih lanjut untuk menguji efektivitas sistem pada pasien pasca *stroke*.

Pada kuisisioner persepsi kemudahan kontrol, didapatkan persepsi kemudahan yang tinggi dari keempat subjek dengan rata-rata nilai 4,17 dari 5 untuk Level 1 dan 3,67 dari 5 untuk Level 2, yang mana lebih tinggi lebih baik. Membuktikan sistem rehabilitasi mudah untuk dipahami dan diadaptasi bagi pemula. Sementara pada kuisisioner persepsi rasa sakit subjek akan menurun seiring dengan pembiasaan dengan sistem rehabilitasi, namun keempat subjek tidak memberikan indikasi bahwa rasa sakit yang diterima berlebihan, dengan rata-rata persepsi rasa sakit pada 2,33 dari 5 untuk Level 1 dan 1,83 dari 5 untuk Level 2, yang mana lebih rendah lebih baik. Nilai persepsi rasa sakit mengalami penurunan setelah subjek mengalami pembiasaan terhadap stimulus listrik yang diberikan. Berdasarkan kuisisioner mengenai efek penggunaan permainan dapat rehabilitasi dan perbandingannya dengan penelitian yang ada, ditemukan bahwa sistem permainan dapat meningkatkan aktivitas motorik pada area yang direhabilitasi, menjaga bahkan meningkatkan level motivasi pasien, dan juga meringankan beban psikologis serta kognitif pada subjek. Hal ini didukung oleh hasil eksperimen mengenai trayektori pergerakan tangan *impaired* dan juga persepsi kemudahan kontrol dan rasa sakit yang dialami subjek.

6.2. Rencana Pengembangan

Dengan proses penelitian yang panjang, terdapat beberapa rencana pengembangan yang dapat dipertimbangkan untuk penelitian kedepannya. Beberapa kesulitan yang ditemui termasuk kerusakan pada *flex sensor* yang digunakan terus menerus dengan pergerakan agresif, sehingga pengembangan selanjutnya dapat menggunakan sistem kontrol bilateral dengan sensor yang berbeda dengan *flex sensor* SpectraSymbol yang digunakan pada penelitian ini. Selain itu, untuk representasi dan akurasi deteksi pergerakan menggenggam, dapat menggunakan tambahan sensor untuk kelima jari untuk menghindari bacaan semu yang dapat ditemui dari bacaan sensor tunggal. Penggunaan sistem *adaptive threshold* untuk deteksi pergerakan fleksi pada tangan normal juga dapat dilakukan sehingga ketika tegangan sumber mengalami penurunan, sistem tetap dapat memprediksi pergerakan fleksi secara akurat.

Pengembangan dari sistem kontrol dapat menggunakan sistem kontrol seperti *fuzzy* ataupun *neural network* dengan *feedback error learning* untuk mengurangi efek osilasi dan mempercepat respon *rise time* dari sistem. Dalam proses desain arsitektur permainan, hal yang paling diutamakan adalah proses permainan harus berjalan secara lambat untuk mengurangi *muscle fatigueness* dan juga *misfire* akibat pergerakan permainan yang terlalu cepat, seperti ditemukan bahwa akurasi pergerakan pada permainan Level 1 lebih tinggi daripada akurasi pergerakan pada Level 2. Efektivitas sistem dapat divalidasi lebih lanjut dengan melakukan eksperimen terhadap subjek lumpuh atau subjek pasca *stroke* dengan hemiplegia. Sehingga dapat dievaluasi karakteristik sistem terhadap respon pergerakan subjek lumpuh dan respon subjek lumpuh terhadap sistem permainan yang diusulkan.

DAFTAR PUSTAKA

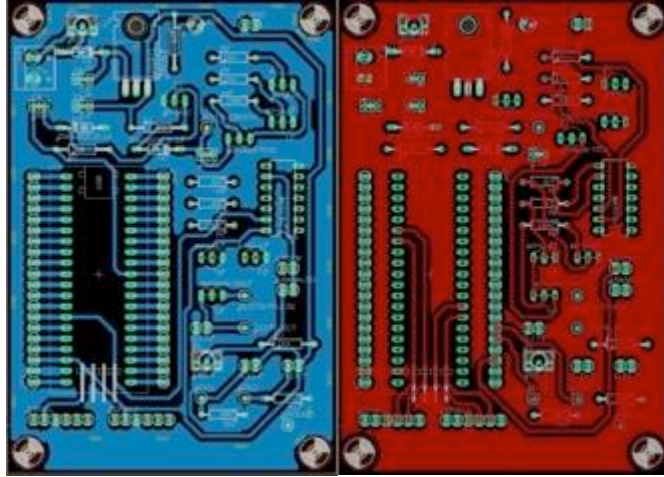
- [1] ... , *About Stroke | American Stroke Association*, <https://www.stroke.org/en/about-stroke>, 09 Oktober 2019.
- [2] W. Johnson, O. Onuma, M. Owolabi, dan S. Sachdev, "Stroke: A global response is needed," *Bulletin of the World Health Organization*, vol. 94, no. 9, World Health Organization, pp. 634A-635A, 01-Sep-2016.
- [3] S. C. Cramer *et al.*, "Stroke Recovery and Rehabilitation Research: Issues, Opportunities, and the National Institutes of Health StrokeNet," *J. Stroke*, vol. 48, no. 3, Halaman 813–819, 2017.
- [4] B. French *et al.*, "Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis.," *J. Rehabil. Med.*, vol. 42, no. 1, Halaman 9–14, 2010.
- [5] W. H. Chang dan Y.-H. Kim, "Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation," *J. Stroke*, vol. 15, no. 3, Halaman 174, 2013.
- [6] F. Arrofiqi, A. Arifin, dan B. Indrajaya, "Design of wearable system for closed-loop control of gait restoration system by Functional Electrical Stimulation," *2015 Int. Semin. Intell. Technol. Its Appl. ISITIA 2015 - Proceeding*, Halaman 131–136, 2015.
- [7] D. T. Wade, R. Langton-Hewer, V. A. Wood, C. E. Skilbeck, dan H. M. Ismail, "The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery.," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 46, no. 6, Halaman 521–4, 1983.
- [8] J. D. Schaechter, "Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke.," *Prog. Neurobiol.*, vol. 73, no. 1, Halaman 61–72, 2004.
- [9] A. Pollock *et al.*, "Interventions for improving upper limb function after stroke.," *Cochrane database Syst. Rev.*, no. 11, p. CD010820, 2014.
- [10] J. Eraifej, W. Clark, B. France, S. Desando, dan D. Moore, "Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: A systematic review and meta-analysis.," *Syst. Rev.*, vol. 6, no. 1, Halaman 1–21, 2017.
- [11] L. R. Stewart, "Psychological Aspects of Rehabilitation as Perceived by Physical Therapists.," *J. Phys. Fitness, Med. Treat. Sport.*, vol. 2, no. 1, 2018.
- [12] ... , *Types of Stroke | American Stroke Association*, <https://www.stroke.org/en/about-stroke/types-of-stroke>, 09 Oktober 2019.
- [13] H. Nakayama, H. S. Jørgensen, H. O. Raaschou, dan T. S. Olsen, "Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 75, no. 4, Halaman 394–8, 1994.
- [14] ... , *Hemiparesis - Types, Treatment, Facts and Information - Disabled World*, <https://www.disabled-world.com/health/neurology/hemiparesis.php>, 09 Oktober 2019].
- [15] ... , *Anatomy of grip: 'How we hold different objects?'*, <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/anatomy-of-grip>, 09 Oktober 2019].
- [16] C. H. Ho *et al.*, "Functional electrical stimulation and Spinal Cord Injury," *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, vol. 25, no. 3. W.B. Saunders, Halaman 631–654, 2014.
- [17] K. Lee dan M. Jung, *Ergonomic Evaluation of Biomechanical Hand*

- Function: review paper. Elsevier Ltd, 2014.*
- [18] C. J. Robinson, P. Hunter Peckham, dan N. Hoshimiya, “Guest Editorial Introduction to Functional Electrical Stimulation, Neuroprosthetics, and Rehabilitation Engineering”, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 4, no. 4, Halaman 216, 1996.
 - [19] M. K. Nagai, C. Marquez-Chin, dan M. R. Popovic, “Why is Functional Electrical Stimulation Therapy Capable of Restoring Motor Function Following Severe Injury to the Central Nervous System”, *Translational Neuroscience: Fundamental Approaches for Neurological Disorders*, Springer, US, 2016.
 - [20] D. Graupe dan H. Kordylewski, “Artificial Neural Network Control of FES in Paraplegics for Patient Responsive Ambulation”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 7, Halaman 699–707, 1995.
 - [21] T. Watanabe, K. Iibuchi, K. Kurosawa, dan N. Hoshimiya, “A method of multichannel PID control of two-degree-of-freedom wrist joint movements by functional electrical stimulation”, *Syst. Comput. Japan*, vol. 34, no. 5, Halaman 25–36, 2003.
 - [22] K. Kurosawa, R. Futami, T. Watanabe, dan N. Hoshimiya, “Joint angle control by FES using a feedback error learning controller”, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 13, no. 3, Halaman 359–371, 2005.
 - [23] R. Li, X. L. Hu, dan K. Y. Tong, “Combined electromyography(EMG)-driven system with functional electrical stimulation (FES) for poststroke rehabilitation”, *Proc. 2nd Bienn. IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics, BioRob 2008*, Halaman 642–646, 2008.
 - [24] Y. Zhou, Y. Fang, K. Gui, K. Li, D. Zhang, dan H. Liu, “SEMG Bias-Driven Functional Electrical Stimulation System for Upper-Limb Stroke Rehabilitation”, *IEEE Sens. J.*, vol. 18, no. 16, Halaman 6812–6821, 2018.
 - [25] E. F. Hodkin *et al.*, “Automated FES for upper limb rehabilitation following stroke and spinal cord injury”, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 5, Halaman 1067–1074, 2018.
 - [26] C. Nelson, **AN19 - LT1070 Design Manual**, 1986.
 - [27] M. Ferrarin, F. Palazzo, R. Riener, and J. Quintern, “Model-Based Control of FES-Induced Single Joint Movements”, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 9, no. 3, Halaman 245–257, 2001.
 - [28] K. Ogata, **Modern Control Engineering, Third Edition**, Prentice-Hall, New Jersey, 1997.
 - [29] G. B. Langford, **Flexible Potentiometer**, US Patents, U.S.A., 1996.
 - [30] A. L. Betker, T. Szturm, Z. K. Moussavi, dan C. Nett, “Video Game-Based Exercises for Balance Rehabilitation: A Single-Subject Design”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 8, Halaman 1141–1149, 2006.
 - [31] N. Barrett, I. Swain, C. Gatzidis, dan C. Mecheraoui, “The use and effect of video game design theory in the creation of game-based systems for upper limb stroke rehabilitation”, *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.*, vol. 3, Hal. 205-221, 2016.
 - [32] M. K. L. Chan, R. K. Y. Tong, dan K. Y. K. Chung, “Bilateral upper limb training with functional electric stimulation in patients with chronic stroke”, *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 23, no. 4, Halaman 357–365, 2009.
 - [33] A. Arifin, 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 Transactions on Information and Systems*, vol. E89-D, no. 4, Halaman 1525–1533, 2006.
- [34] R. Setiawan, A. Arifin, F. Budiman, dan A. Soeprijanto, “Programmable amplitude of portable electrical stimulator for multi-channel functional electrical stimulator (FES) system”, *J. Theor. Appl. Inf. Technol.*, vol. 95, no. 9, Halaman 1974–1982, 2017.
- [35] B. Games, **Free Platform Game Assets | 2D Environments | Unity Asset Store**, <https://assetstore.unity.com/packages/2d/environments/free-platform-game-assets-85838>, 23 April 2020.
- [36] Wiarta, Steven, **GitHub - stevenseaver/final_project: My Final Project on Post-Stroke Game Rehab**, https://github.com/stevenseaver/final_project, 23 April 2020.
- [37] B. Bonnechère, B. Jansen, L. Omelina, dan S. Van Sint, “The use of commercial video games in rehabilitation : a systematic review”, *International Journal of Rehab Research*, vol. 39, Halaman 277–290, 2016.
- [38] D. M. Peters, A. K. McPherson, B. Fletcher, B. A. McClenaghan, dan S. L. Fritz, “Counting repetitions: An observational study of video game play in people with chronic poststroke hemiparesis”, *J. Neurol. Phys. Ther.*, vol. 37, no. 3, Halaman 105–111, 2013.
- [39] H. Sin dan G. Lee, “Additional virtual reality training using Xbox kinect in stroke survivors with hemiplegia”, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 92, no. 10, Halaman 871–880, 2013.
- [40] M. Kafri, M. J. Myslinski, V. K. Gade, dan J. E. Deutsch, “Energy expenditure and exercise intensity of interactive video gaming in individuals poststroke,” *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 28, no. 1, Halaman 56–65, 2014.

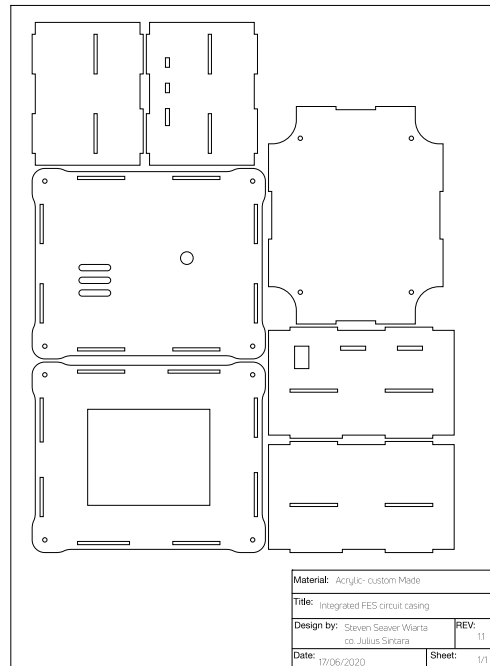
LAMPIRAN A DESAIN PERANGKAT KERAS DAN PELENGKAP

1) Desain Rangkaian Terintegrasi dalam format PCB



Gambar A.1 Desain PCB berwarna biru untuk bagian belakang dan merah untuk bagian depan

2) Desain Rangka Utama untuk Pelindung atau *Casing* Rangkaian



Gambar A.2 Desain rangka utama pelindung atau *casing* dari bahan akrilik untuk rangkaian FES terintegrasi

LAMPIRAN B DATA LENGKAP PENELITIAN

1) Data Lengkap Subjek

Tabel B.1 Data lengkap subjek yang berpartisipasi dalam eksperimen

No	Nama	Jenis Kelamin (L/P)	Umur	Tinggi Badan (cm)	Berat Badan (Kg)	Kondisi sistem <i>musculoskeletal</i> tungkai atas
1.	S*****y S*****r W.	L	14	169	59	Normal
2.	S*****e S*****r W.	P	27	150	61	Normal
3.	S*****l C*****i	L	21	168	60	Normal
4.	J*****s S*****a	L	21	180	57	Normal
5.	D*****l W*****a	L	18	172	55	Normal
6.	L**a W*****a	P	22	162	50	Normal

Catatan: Folder lengkap *consent* dari subjek dapat dilihat pada tautan: intip.in/consent

2) Data Lengkap Pengujian Sistem Permainan dengan Kontrol Bilateral

Tabel B.2 Data lengkap persentase keberhasilan dalam mengendalikan objek permainan dengan metode kontrol bilateral

No	Subjek (Nomor / TB / BB / Jenis Kelamin / Umur)	Kondisi Tangan	Translasi Kontrol terhadap Pergerakan Objek Permainan	
			Pergerakan Objek	Persentase
1	Subjek 1 / 169 / 59 / L / 14	Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%

2	Subjek 2 / 150 / 61 / P / 27	Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%

3	Subjek 3 / 168 / 60 / L / 21	Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%

4	Subjek 4 / 180 / 57 / L / 21	Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%

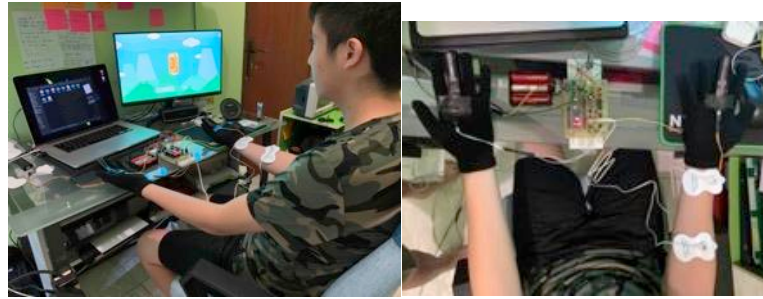
5	Subjek 5 / 172 / 55 / L / 18	Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%

6	Subjek 6 / 162 / 50 / P / 22	Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%
		Fleksi	Lompat	100%
		<i>Resting</i>	Maju	100%

3) Data Lengkap Trayektori Subjek

Data lengkap trayektori subjek dalam sesi rehabilitasi Level 1 dan Level 2 sebanyak masing-masing tiga kali sesi dapat dilihat pada tautan *Google drive* intip.in/dataTAsseven.

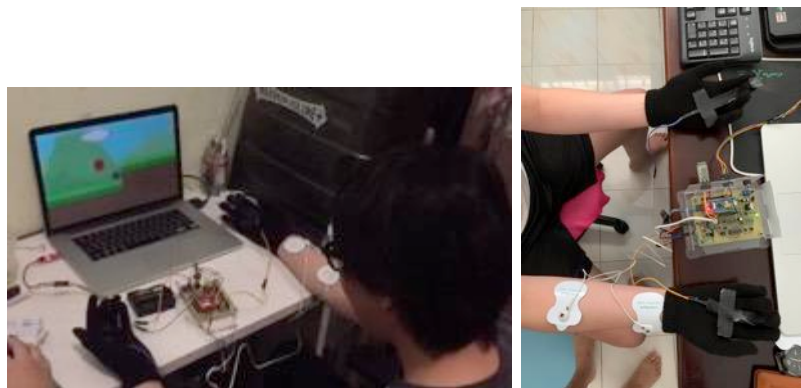
4) Dokumentasi Pengambilan Data



Gambar B.1 Dokumentasi Pengambilan Data Subjek 1



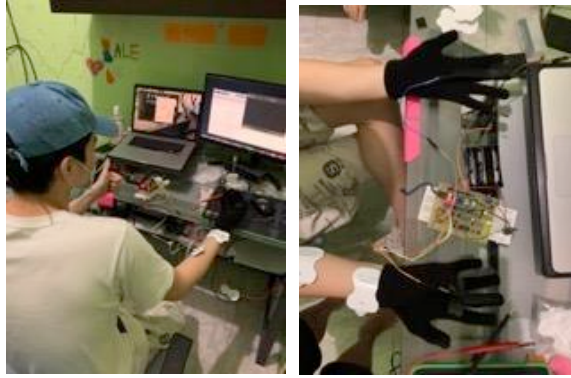
Gambar B.2 Dokumentasi Pengambilan Data Subjek 2



Gambar B.3 Dokumentasi Pengambilan Data Subjek 3



Gambar B.4 Dokumentasi Pengambilan Data Subjek 4



Gambar B.5 Dokumentasi Pengambilan Data Subjek 5



Gambar B.6 Dokumentasi Pengambilan Data Subjek 6

BIODATA PENULIS



Steven Seaver Wiarta lahir di Surabaya pada tahun 1998. Penulis menempuh pendidikan terakhir jenjang SMA dengan penjuruan Ilmu Alam di SMAK St. Louis 1 Surabaya, sebelum akhirnya melanjutkan pendidikan di Departemen Teknik Biomedik, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Penulis pernah mengikuti *Kumamoto University Spring Short Program* di Kumamoto University, Jepang sebagai satu dari tiga penerima pendanaan JASSO untuk program tersebut. Selain itu, penulis aktif menjadi panitia persiapan penyambutan mahasiswa baru Kristen (PKMBK ITS), dan menjadi Koordinator Asisten Laboratorium Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika.



BIOMEDICAL ENGINEERING ITS
2020