

Studi *Functional Electrical Stimulation* Terkontrol *Fuzzy Logic Controller* sebagai Solusi pada *Foot Drop Correction*

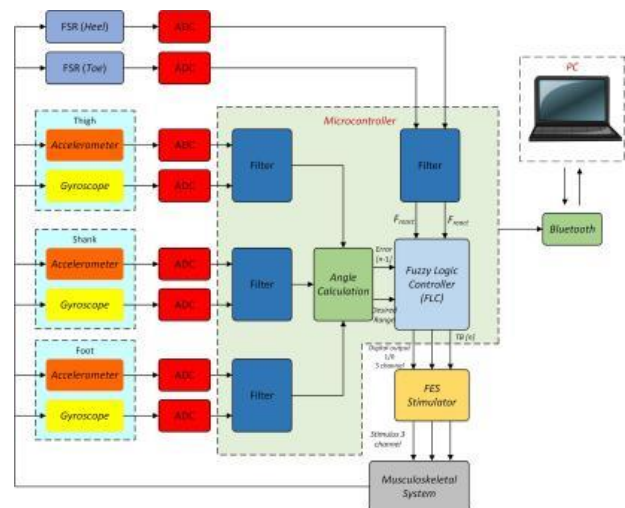
Muhammad Adib Syamlan, Achmad Arifin dan Fauzan Arrofiqi
Departemen Teknik Biomedik, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)
e-mail: arifin@bme.its.ac.id

Abstrak—Stroke merupakan permasalahan serius dalam dunia kesehatan. Salah satu penyakit yang diakibatkan oleh stroke maupun pasca stroke adalah *foot drop*. Untuk mengatasi hal tersebut, dirancang suatu sistem *Functional Electrical Stimulation* (FES) yang dikontrol *Fuzzy Logic Controller* (FLC) berjumlah 3 berbasis *cycle-to-cycle control* untuk menstimulasi otot yang mempengaruhi gerakan *ankle dorsiflexion* pada otot *Tibialis Anterior* (TA), *ankle plantarflexion* pada otot *Gastrocnemius* (GC), dan *knee extension* pada otot *Vastus* (VA), yang semuanya distimulasi saat *swing phase* pada siklus berjalan. FLC menghasilkan *output* berupa *stimulation burst duration*, mengatur seberapa lama 3 *channel* FES aktif menstimulasi otot. Terdapat *stimulation schedule* yang mengatur kapan stimulasi pada setiap FLC akan aktif pada 1 *cyclenya*. Hasil yang didapatkan pada FES, penggunaan PWM1 *duty cycle* 15% dan frekuensi 20 KHz, serta PWM2 *duty cycle* 98% dan frekuensi 20 Hz merupakan spesifikasi paling efektif, dikarenakan menghasilkan sudut *ankle joint* -40.8° (otot TA), -12.1° (otot GC), dan *knee joint* -11° (otot VA), dengan pemakaian *duty cycle* PWM1 yang minimal. Hasil pada Subjek normal berjalan *foot drop* dan distimulasi didapatkan FLC1 (*ankle dorsiflexion*) mulai beresilasi pada *cycle* ke-8, FLC2 (*ankle plantarflexion*) *cycle* ke-22, dan FLC3 (*knee extension*) *cycle* ke-8. Hal ini terjadi dikarenakan sudut telah mencapai *target angle* dan kontroler terus beradaptasi.

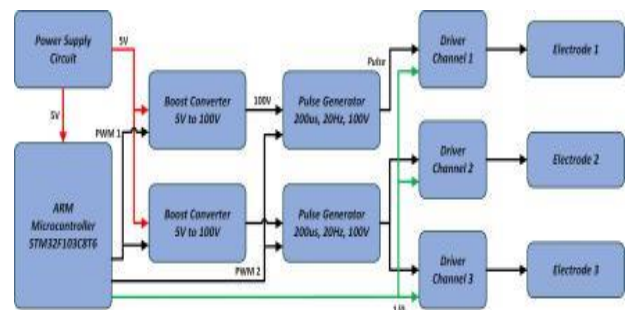
Kata Kunci—*Cycle-to Cycle Control*, *Foot Drop Correction*, *Functional Electrical Stimulation*, *Fuzzy Logic Controller*, *Swing Phase Detection*

I. PENDAHULUAN

STROKE merupakan permasalahan serius dalam dunia kesehatan. Dari statistik *World Health Organization* (WHO), stroke menempati posisi kedua dari 10 penyakit paling utama di dunia, dengan sekitar 4.5 juta orang meninggal pada tahun 2000, dan sekitar hampir 6 juta orang meninggal pada tahun 2016 [1]. Stroke sebagai penyebab disabilitas, memunculkan berbagai permasalahan, salah satu yang dapat terjadi adalah *foot drop*. *Foot drop* adalah ketidaknormalan dalam proses berjalan akibat adanya pelemahan maupun kerusakan pada *peroneal nerve*, ataupun *paralysis* dan kontrol aktif yang buruk pada otot *tibialis anterior* pada kaki bagian bawah [2]. Seseorang dengan penyakit *foot drop* ditandai dengan ketidakmampuan melakukan gerakan *ankle dorsiflexion* pada bagian *ankle*, sehingga terlihat menyeret dengan tanah saat berjalan. Seiring dengan berkembangnya teknologi, telah dikembangkan *Electrical Stimulator* (ES), yang merupakan salah satu solusi dalam permasalahan ini. ES bekerja menstimulasi target, mengirimkan sinyal listrik dengan amplitudo dan frekuensi yang ditentukan, pada otot yang



Gambar 1. Diagram blok keseluruhan sistem



Gambar 2. Diagram blok keseluruhan sistem FES

mengalami *paralysis*, yang berfungsi sebagai terapi secara gambar 3elektrik agar otot secara berangsur akan bekerja seperti semula [3]. Sistem FES untuk restorasi gerakan tubuh manusia akibat stroke maupun pasca stroke telah banyak dikembangkan. Sistem FES yang telah dikembangkan sebelumnya, beberapa masih terkontrol secara manual. Kelemahan dari sistem tersebut adalah bersifat *open loop*, yaitu tidak ada feedback untuk informasi menuju *stimulator*nya [2]. Selain itu, masih sedikit desain sistem FES yang dirancang secara *wearable*. Desain *wearable* memungkinkan sistem FES untuk dapat dibawa berjalan ke tempat yang jauh karena bentuk desain yang relatif kecil dan mudah dibawa. Refrensi perancangan sistem FES yang dilakukan pada penelitian ini, masih belum menekankan pada kasus *foot drop*, sehingga didesain sistem FES yang dikontrol dengan sistem *Fuzzy Logic Controller*, untuk stimulasi target otot, yang berfokus untuk tujuan *foot drop correction*.

Tabel 1.
Spesifikasi *output* pulsa rangkaian FES

Spesifikasi Output Pulsa	
Bentuk pulsa:	<i>Monophasics</i>
Tegangan minimal pulsa:	100 V (<i>lower limb</i>)
Lebar pulsa:	200 μ s
Frekuensi pulsa:	20 Hz

Tabel 2.
Fuzzy rule sistem MISO

Error	$\Delta T B[n]$			
	S	M	L	
NL	PL	PVL	PVL	
NM	PM	PL	PVL	
NS	PS	PM	PL	
Z	Z	Z	Z	
PS	NS	NM	NL	
PM	NM	NL	NVL	
PL	NL	NVL	NVL	

Tabel 3.
Fuzzy rule sistem SISO

Error	$\Delta T B[n]$
NL	PL
NM	PM
NS	PS
Z	Z
PS	NS
PM	NM
PL	NL

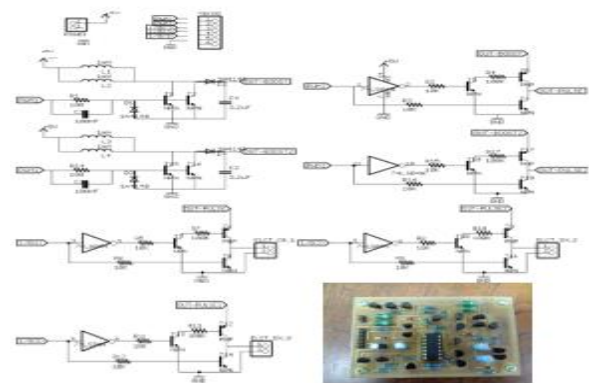
Tabel 4.
Sudut hasil perubahan spesifikasi PWM1

Duty Cycle (%)	Boost Converter (V)	Pulse Generator (V)	TA		GC		VA	
			$\Delta\theta_{max}$ (°)	$\Delta\theta_{max}$ (s)	$\Delta\theta_{max}$ (°)	$\Delta\theta_{max}$ (s)	$\Delta\theta_{max}$ (°)	$\Delta\theta_{max}$ (s)
0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	55	63.7	0.1	0.2	-0.1	0.1	-3.4	0.29
10	64.8	83.6	6.9	0.48	-6.7	0.25	-9.3	1.2
15	101.3	114	40.8	1.15	-	12.1	-11	1.2
20	111	115	38.8	1.12	-7.5	0.49	-	1.3

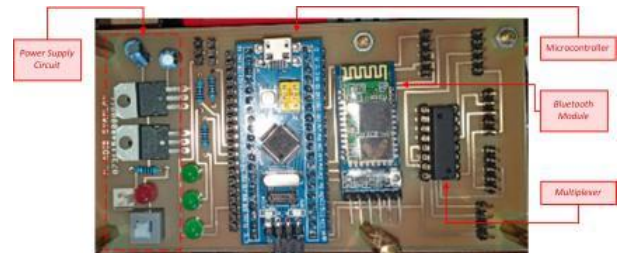
II. PERANCANGAN SISTEM

A. Diagram Blok Sistem

Diagram blok keseluruhan sistem ditunjukkan pada Gambar 1. Terdapat 3 jenis sensor yang dipakai, yaitu sensor FSR (*Force Sensing Resistor*) untuk mendeteksi fase berjalan yang meliputi *stance phase* (*foot* menapak *ground*) atau *swing phase* (*foot* melayang) melalui gaya reaksi *ground* terhadap gaya tekan kaki saat berjalan, sensor *gyroscope* serta *accelerometer* untuk mendeteksi posisi serta sudut kemiringan. Sensor FSR diletakkan pada bagian *heel* dan *toe* pada *insole* sepatu. Digunakan masing-masing 3 sensor *accelerometer* dan 3 *gyroscope* yang dikombinasi, diletakkan pada bagian *thigh*, *shank*, dan *foot* pada anatomi kaki. Keseluruhan data dari masing-masing sensor, akan masuk kedalam blok ADC yaitu proses mengubah tegangan sinyal *analog* yang didapat, menjadi sinyal *digital*. Pada mikrokontroler, dilakukan pemfilteran pada data yang diterima. Digunakan *Digital Low Pass Filter* (LPF) dengan frekuensi *cut-off* 4 Hz untuk tujuan *preprocessing*, serta



Gambar 3. Keseluruhan rangkaian FES



Gambar 4. Rancangan modul utama

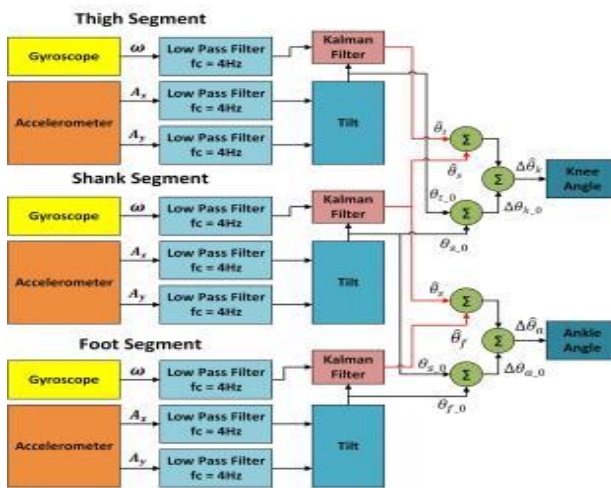


Gambar 5. Kombinasi *accelerometer* ADXL335 dan *gyroscope* ENC-03RC pada modul 1, 2, dan 3 (kiri) dan penggunaan 3 sumbu (kanan)

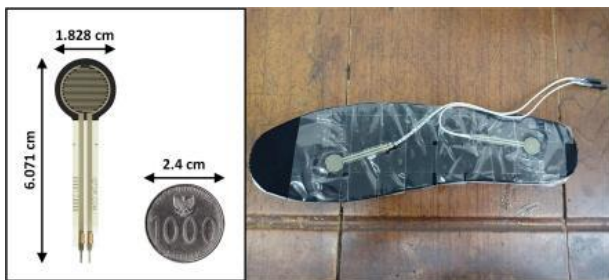
komputasi sudut menggunakan *kalman filter*. Hasil filter ini digunakan untuk *input* pada *Fuzzy Logic Controller* (FLC), memberikan sinyal *digital* logika 1/0 pada FES, menentukan seberapa lama stimulasi akan aktif dalam 1 *cyclenya*. Hasil data stimulasi pada *cycle* sekarang (*cycle* ke-*n*), direkam untuk komputasi FLC pada *cycle* selanjutnya (*cycle* ke-*n*+1

B. Functional Electrical Stimulator (FES)

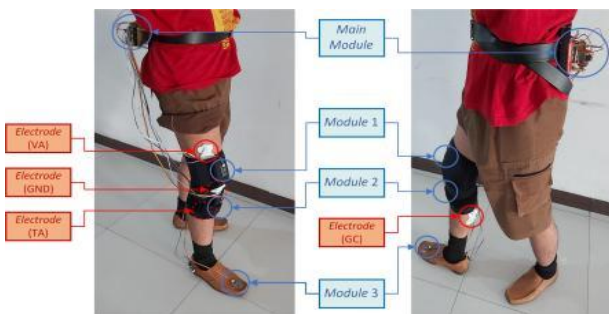
Diagram blok keseluruhan rangkaian FES ditunjukkan pada Gambar 2. Rangkaian FES berfungsi mengeluarkan sinyal pulsa untuk stimulasi otot, membuat otot berkontraksi. Spesifikasi sinyal *output* dari keseluruhan rangkaian FES ada pada Tabel 1, dimana direalisasikan dengan rancangan tiga bagian pada rangkaian. Bagian pertama adalah rangkaian *boost converter*, yang berfungsi menaikkan level tegangan dari input rangkaian *power supply* 5 V menjadi 100 V. Pada rangkaian *boost converter*, digunakan *input* sinyal PWM1 dengan spesifikasi *switching frequency* 20 KHz, *duty cycle* 15%, sehingga dihasilkan *output* rangkaian ini sinyal DC dengan tegangan 101.3 V. Bagian kedua adalah rangkaian *pulse generator* yang berfungsi membangkitkan sinyal pulsa *output* stimulasi. Pada rangkaian *pulse generator*, digunakan *input* sinyal PWM2 dengan spesifikasi *switching frequency* 20 Hz, *duty cycle* 98%, dengan spesifikasi PWM1 seperti yang sebelumnya dijelaskan, dihasilkan *output* rangkaian ini berupa sinyal pulsa dengan spesifikasi *duty cycle* 0.4 % (lebar pulsa 200 μ s), frekuensi 20 Hz, 114 V. Bagian ketiga adalah



Gambar 6. Perhitungan knee dan ankle angle dengan fusi



Gambar 7. FSR interlink 402 dan tempat pemasangannya

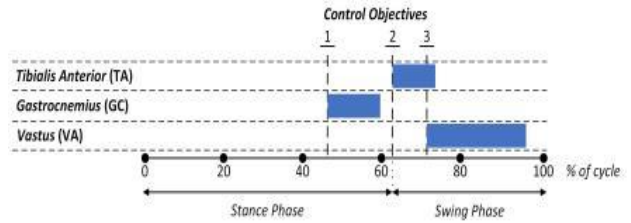


Gambar 8. Integrasi keseluruhan hardware

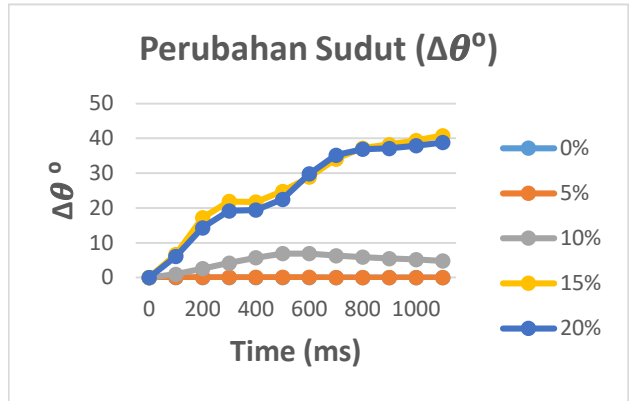
rangkaian *driver channel* yang berfungsi untuk mengendalikan aliran stimulus (*channel* aktif/tidak aktif). Aktifnya *channel* ini dikendalikan oleh sinyal *digital* 1/0 yang dikirimkan dari mikrokontroler. Sesuai dengan Gambar 2, didesain 2 *boost converter*, 2 *pulse generator*, dan 3 *driver channel*. Keseluruhan rangkaian ada pada Gambar 3.

C. Modul dan Sistem Sensor

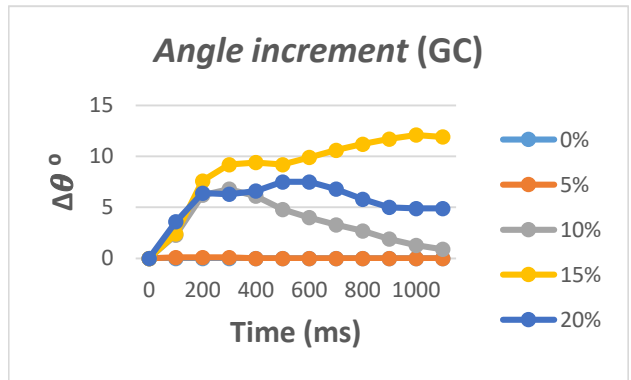
Terdapat 4 modul yang digunakan, meliputi modul utama, modul 1, 2, dan 3. Selain itu, juga terdapat rangkaian untuk pembacaan FSR. Modul utama terdiri dari mikrokontroler STM32F103C8T6 untuk proses keseluruhan komputasi yang dilakukan, modul *Bluetooth* HC-05 untuk komunikasi dengan PC, rangkaian *power supply* untuk catu daya keseluruhan modul, *multiplexer* menggunakan IC 4051N untuk proses pengambilan data sensor dengan banyak pin, dikarenakan *channel* ADC pada mikrokontroler yang terbatas. Modul utama ditunjukkan pada Gambar 4. Pada modul 1, 2, dan 3, terdiri dari masing-masing sensor *accelerometer* dan *gyroscope* yang dikombinasi sesuai Gambar 5, yang secara urut diletakkan di *thigh*, *shank*, dan *foot*. Pada *accelerometer* digunakan tipe *triple axis* ADXL 335, pada *gyroscope* digunakan tipe ENC-03RC, sehingga total terdapat 4 *Degree*



Gambar 9. Stimulation schedule dalam 1 cycle, dimana (1) *Heel Off* (HO), (2) *Toe Off* (TO), (3) *Maximum Knee Flexion at Swing Phase* (MKFsw)



Gambar 10. Grafik perubahan sudut otot TA dari waktu ke waktu berdasarkan *duty cycle* PWM1



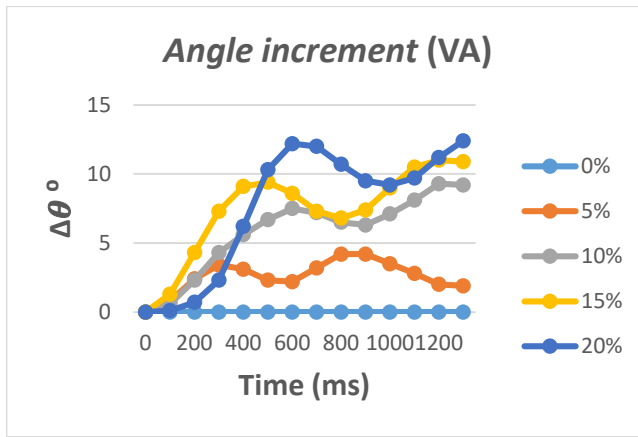
Gambar 11. Grafik perubahan sudut otot GC dari waktu ke waktu berdasarkan *duty cycle* PWM1

of Freedom (DOF). Hanya 2 sumbu *accelerometer* yang digunakan pada topik ini, yaitu sumbu x dan z, sesuai Gambar 5. Gabungan ini bertujuan agar kelemahan dari *accelerometer* dapat ditutupi oleh sensor *gyroscope* dan juga sebaliknya. Dapat diketahui bahwa *accelerometer* memberikan pengukuran sudut kemiringan (*tilt*) yang akurat ketika diam (*statis*), sedangkan *gyroscope* dapat membaca kecepatan sudut (*angular rate*) pada kondisi dinamis. Kombinasi kedua sensor ini digunakan *kalman filter*. Pada *gyroscope*, persamaan integral ditunjukkan pada Persamaan (1) dan (2),

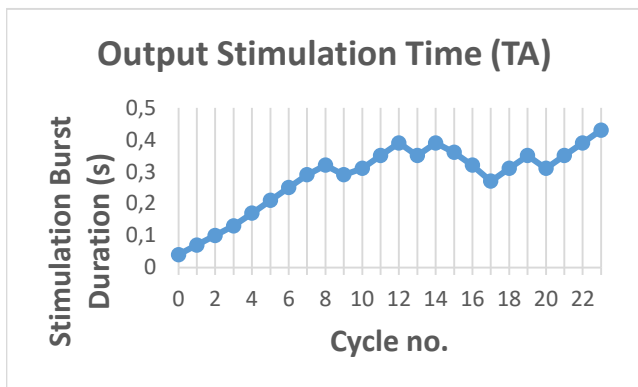
$$\theta_n = \theta_{n-1} + \omega_n * dt \tag{1}$$

$$\omega_n = \frac{V_{out} - V_{zerooffset}}{S} \tag{2}$$

dimana θ_n , ω_n , V_{out} adalah masing-masing posisi *tilt angle* segmen, kecepatan sudut dari sensor *gyroscope*, tegangan *output* sensor yang semuanya diukur pada *time step* ke n , $V_{zerooffset}$ adalah tegangan saat posisi diam, S adalah sensitivitas dari sensor *gyroscope* dan dt adalah *time sampling* dari sistem ADC yang digunakan.



Gambar 12. Grafik perubahan sudut otot VA dari waktu ke waktu berdasarkan duty cycle PWM1



Gambar 13. Stimulation burst duration yang diberikan otot TA tiap cycle

Digunakan perhitungan 2 sumbu (x dan z) pada *accelerometer* untuk mendapatkan sudut θ . Perhitungan dengan 2 sumbu ditunjukkan pada Persamaan (3), (4), dan (5),

$$A = \frac{V_{out} - V_{zerooffset}}{s} \quad (3)$$

$$\frac{A_z}{A_x} = \frac{\sin\theta}{\cos\theta} = \tan\theta \quad (4)$$

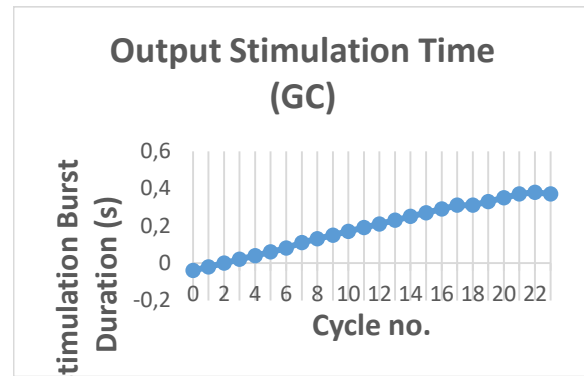
$$\theta = \tan^{-1} \frac{A_z}{A_x} \quad (5)$$

dimana A adalah vektor akselerasi sumbu tersebut, V_{offset} merupakan tegangan keluaran sumbu tersebut pada $0g$, A_z dan A_x adalah masing-masing percepatan pada sumbu z dan x dalam satuan g (gravitasi). Proses keseluruhan pengukuran *joint angles* ditunjukkan pada Gambar 6. Pertama-tama dilakukan proses *filter* dengan *digital butterworth filter* LPF orde 2, yang persamaannya ada ditulis pada Persamaan (6),

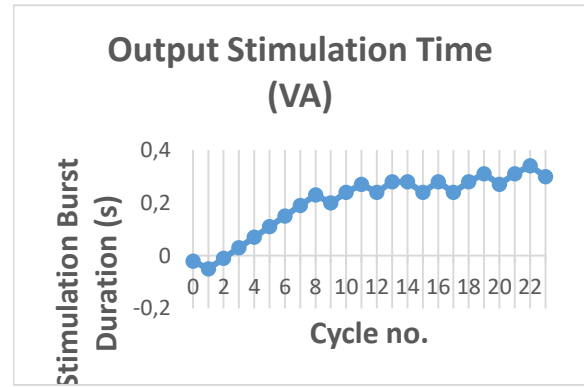
$$y(n) = 1.6475 * y(n - 1) - 0.7009 * y(n - 2) + 0.0134 * x(n) + 0.0267 * x(n - 1) + 0.01348 * x(n - 2) \quad (6)$$

dimana y merupakan hasil keluaran dari *filter*, x merupakan masukan *filter* atau hasil pembacaan sensor, dan n adalah jumlah sampel data. *Kalman filter* ada pada Persamaan (7),

$$\hat{x}(n) = \hat{x}(n|n - 1) + K(y(n) - H\hat{x}(n|n - 1)) \quad (7)$$



Gambar 14. Stimulation burst duration yang diberikan otot GC tiap cycle



Gambar 15. Stimulation burst duration yang diberikan otot VA tiap cycle

dimana, $\hat{x}(n)$ adalah nilai pada waktu ke n , sedangkan $\hat{x}(n|n - 1)$ adalah pada waktu yang sebelumnya, K adalah vector penguatan Kalman. Perhitungan penggunaan *kalman filter* serta *digital LPF* ini menggunakan referensi dari [4]. Untuk perhitungan *knee* dan *ankle joint angle*, ada pada Persamaan (8) hingga (11),

$$\Delta\hat{\theta}_k = \Delta\hat{\theta}_1 - \Delta\hat{\theta}_k - \Delta\theta_{k_0} \quad (8)$$

$$\Delta\theta_a = \Delta\theta_f - \Delta\theta_x - \Delta\theta_{a_0} \quad (9)$$

$$\Delta\theta_{k_0} = \Delta\theta_{t_0} - \Delta\theta_{x_0} \quad (10)$$

$$\Delta\theta_{a_0} = \Delta\theta_{f_0} - \Delta\theta_{x_0} \quad (11)$$

dimana $\Delta\hat{\theta}_k$ dan $\Delta\hat{\theta}_a$ adalah hasil estimasi masing-masing sudut *knee* dan *ankle joint*, $\Delta\theta_{k_0}$ dan $\Delta\theta_{a_0}$ adalah masing-masing sudut *knee* dan *ankle* pada posisi awal subyek berdiri tegak. $\hat{\theta}_t$, $\hat{\theta}_s$, dan $\hat{\theta}_f$ berturut-turut adalah *tilt angle* pada segmen *thigh*, *shank*, dan *foot* hasil estimasi *kalman filter*. Untuk deteksi fase berjalan, digunakan sensor FSR untuk mengetahui gaya reaksi ground terhadap gaya tekan kaki saat berjalan. Sensor FSR yang dipakai, adalah FSR interlink 402, karena bentuknya yang kecil dan mudah diletakkan pada bagian heel dan toe *insole* sepatu. FSR *interlink* 402 dan tempat pemasangannya ada pada Gambar 7.

D. Integrasi Keseluruhan Hardware

Integrasi dan pemasangan keseluruhan *hardware* ada pada Gambar 8. Modul utama dan rangkaian sistem FES diikatkan dengan ikat pinggang. Modul 1 dan 2 dijahit pada deker, untuk pengukuran *tilt angle* pada *thigh* dan *shank*, sementara *module* 3 ditempelkan di sepatu untuk mendapatkan *tilt angle* pada *foot*.

E. Fuzzy Logic Controller (FLC)

Pada penelitian ini, digunakan *Fuzzy Logic Controller* (FLC), yang sudah terbukti dapat mengontrol keluaran sebagai *stimulation burst duration* pada *unit stimulator*[5]. FLC disini berguna menghasilkan *output* berupa *stimulation burst duration* $\Delta T B[n]$ (hasil FLC), mengatur berapa lama durasi stimulasi yang dikeluarkan dari sistem FES pada otot yang mempengaruhi gerakan *ankle dorsiflexion*, *ankle plantarflexion*, dan *knee flexion* pada 1 *cycle* ke *cycle* selanjutnya, sehingga dinamakan *cycle-to-cycle control*. Persamaan menghitung *stimulation burst duration* ada pada Persamaan (12)

$$TB[n] = TB[n - 1] + \Delta T B[n] \quad (12)$$

dimana $T B[n]$ merupakan *stimulation burst duration* pada *cycle* saat ini, $TB[n - 1]$ merupakan *stimulation burst duration* pada *cycle* sebelumnya, dan $\Delta T B[n]$ merupakan nilai *output* dari FLC. FLC dirancang *Multi Input Single Output* (MISO) berjumlah 2 (otot TA dan VA) dan *Single Input Single Output* (SISO) berjumlah 1 (otot GC). Nilai *input* yang digunakan pada FLC ini, adalah *error* dan *desired range*. *Error* didefinisikan sebagai perbandingan nilai *actual angle* θ_{max-1} pada *cycle* sebelumnya (*cycle* ke- $n-1$) dan *target angle* θ_{target} yang bernilai konstan. *Input* kedua adalah *desired range*, dimana hanya dipakai untuk sistem FLC MISO, yaitu untuk stimulasi otot TA dan VA. *Desired range* yang memicu pergerakan *ankle dorsiflexion* (TA), didefinisikan sebagai perbandingan nilai *maximum ankle plantarflexion angle* pada *cycle* saat itu (*cycle* ke- n) dengan *target maximum ankle dorsiflexion angle*.

Desired range yang memicu pergerakan *knee extension* (VA), didefinisikan sebagai perbandingan nilai *maximum knee flexion angle* pada *cycle* saat itu (*cycle* ke- n) dengan *target maximum knee extension angle*. *Fuzzy rule* yang untuk sistem MISO ada pada Tabel 2, untuk sistem SISO ada pada Tabel 3. Rancangan FLC ini, membutuhkan *stimulation schedule* yang mengatur kapan terjadinya stimulasi pada 3 FLC yang dirancang pada setiap *cyclenya*. *Stimulation schedule* ditunjukkan pada Gambar 9, berdasarkan referensi pada [5], [6] yang juga berprinsip *cycle to-cycle control*. Sesuai Gambar 9, FLC yang dirancang akan mulai stimulasi pada saat *Heel Off* (HO) untuk membantu pergerakan *ankle plantarflexion*, FES *channel 2* sesuai *stimulation burst duration* yang ditentukan FLC 2. Stimulasi dilanjutkan saat *Toe Off* (TO) menandakan mulainya *swing phase*, untuk membantu pergerakan *ankle dorsiflexion*, FES *channel 1* akan aktif sesuai *stimulation burst duration* hasil FLC 1. Stimulasi dilanjutkan pada saat *Maximum Knee Flexion at Swing Phase* (MKFsw) tercapai, untuk membantu pergerakan *knee extension*, FES *channel 3* akan aktif sesuai *stimulation burst duration* hasil FLC 3.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Pengujian FES dan Sistem Sensor Subjek Duduk

Pengujian bertujuan mengetahui berapa sudut target otot dari parameter PWM1 yang diuji. Subjek II diminta untuk duduk pada tempat tinggi, hingga *foot* tidak menapak *ground*, kemudian otot TA, GC, dan VA distimulasi bergantian. Hasil yang didapatkan pada *duty cycle* sinyal PWM1 yang diuji

secara berbeda-beda dari 0% hingga 20%, ditunjukkan pada Tabel 4. Grafik perubahan sudut seiring waktu ditunjukkan pada Gambar 10 (TA), Gambar 11 (GC), dan Gambar 12 (VA), dimana terlihat bahwa pemakaian *duty cycle* 15% merupakan parameter yang paling efektif. Hal ini dikarenakan mampu menaikkan sudut *ankle joint* sebesar 40.8° pada otot TA, -12.1° pada otot GC, dan *knee joint* -11° pada otot VA, dengan pemakaian *duty cycle* PWM1 yang minimal

B. Pengujian Keseluruhan Hardware dengan FLC

Pengujian bertujuan mengetahui bagaimana hasil sudut yang didapatkan pada Subjek normal yang berjalan secara *foot drop*, yang kemudian distimulasi pada otot TA, GC, dan VA, dimana tiap *cyclenya* terkontrol FLC 1-3. Data rekam pengujian memiliki waktu 66 detik yang terdiri dari 23 *cycle*. *Output stimulation burst duration* yang diberikan pada otot TA, GC, dan VA dalam setiap *cyclenya* ditunjukkan pada Gambar 13, 14, dan 15, dimana hasil *stimulation burst duration* pada setiap *cyclenya* terlihat naik turun, yang dimulai dari *cycle* pertama bernilai 0. FLC terus memperbaiki nilai *output* yang dihasilkan. Pada *output stimulation burst duration* yang diberikan otot TA, terlihat bahwa nilai akan mulai beresilasi pada *cycle* ke-8, pada otot GC dimulai pada *cycle* ke-22, dan pada otot VA pada *cycle* ke-8, yang menandakan sudut hasil sesuai *stimulation burst duration* yang diberikan sudah mendekati sudut target yang telah ditetapkan pada program, dan terus beradaptasi.

IV. KESIMPULAN

Telah dirancang suatu sistem FES yang dikontrol FLC berjumlah 3 berbasis *cycle-to-cycle control* untuk menstimulasi otot TA (*ankle dorsiflexion*), otot GC (*ankle plantarflexion*), dan otot VA (*knee extension*) yang semuanya distimulasi saat *swing phase*. FLC menghasilkan *output* berupa *stimulation burst duration*, mengatur seberapa lama 3 *channel* FES aktif menstimulasi otot. Terdapat *stimulation schedule* yang mengatur kapan stimulasi pada setiap FLC akan aktif pada 1 *cyclenya*.

Hasil yang didapatkan pada spesifikasi FES, penggunaan PWM1 dengan *duty cycle* 15% dan frekuensi 20 KHz pada rangkaian *boost converter*, serta penggunaan PWM2 dengan *duty cycle* 98% dan frekuensi 20 Hz pada rangkaian *pulse generator* merupakan spesifikasi yang paling efektif, dikarenakan mampu menghasilkan sudut *ankle joint* sebesar 40.8° pada otot TA, -12.1° pada otot GC, dan *knee joint* -11° pada otot VA, dengan pemakaian *duty cycle* PWM1 yang minimal. Selain itu, tidak ada rasa nyeri yang timbul saat stimulasi.

Hasil yang didapatkan dari rancangan 3 FLC pada subjek kondisi berjalan *foot drop* kemudian distimulasi, pada FLC1 yang bertindak untuk mengontrol stimulasi pada otot TA (gerakan *ankle dorsiflexion*), didapatkan *output stimulation burst duration* yang diberikan akan mulai beresilasi pada *cycle* ke-8, pada FLC2 yang bertindak untuk mengontrol stimulasi pada otot GC (gerakan *ankle plantarflexion*), akan mulai beresilasi pada *cycle* ke-22, dan pada FLC3 yang bertindak untuk mengontrol stimulasi pada otot VA (gerakan *knee extension*), akan mulai beresilasi pada *cycle* ke-8, yang menandakan sudut hasil sesuai *stimulation burst duration*

yang diberikan sudah mendekati sudut target yang telah ditetapkan pada program, dan terus beradaptasi.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] WHO, "The Top 10 causes of death," 2018. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.
- [2] S. K. Sabut, R. Kumar, and M. Mahadevappa, "Design of an Insole Embedded Foot Pressure Sensor Controlled FES System for Foot Drop in Stroke Patients," in *International Conference on Systems in Medicine and Biology, ICSMB 2010 - Proceedings*, 2010, pp. 237–241, doi: 10.1109/ICSMB.2010.5735379.
- [3] D. H. R. Cooper, H. Ohnabe, *An Introduction to Rehabilitation Engineering*. Florida: Taylor and Francis Group, 2007.
- [4] F. Arrofiqi, "Pengembangan Perangkat Wearable untuk Pengukuran Gerakan Manusia dan Rehabilitasi Kemampuan Berjalan Menggunakan Functional Electrical Stimulation System," *Theses, Inst. Teknol. Sepuluh Nop.*, 2015.
- [5] A. Arifin, T. Watanabe, and N. Hoshimiya, "Design of Fuzzy Controller of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES," 2006. https://www.researchgate.net/publication/262318291_Design_of_Fuzzy_Controller_of_the_Cycle-to-Cycle_Control_for_Swing_Phase_of_Hemiplegic_Gait_Induced_by_FES.
- [6] T. Watanabe, A. Arifin, T. Masuko, and M. Yoshizawa, "An Experimental Test of Fuzzy Controller Based on Cycle-to-Cycle Control for FES-induced gait: Knee joint Control With Neurologically Intact Subjects," in *IFMBE Proceedings*, 2007, vol. 16, no. 1, pp. 647–650, doi: 10.1007/978-3-540-73044-6_168.