

# Desain dan Evaluasi Performansi Dari *Embedded Fuzzy Functional Electrical Stimulation* Metode *Cycle-to-cycle Control* untuk Restorasi Gerakan Repetitif Sendi Lutut

Aidatunisdina Linazizah Basith\*, Achmad Arifin

Jurusan Teknik Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

Kampus ITS, Keputih, Surabaya 60111 Phone : (62 31) 594 7302, Fax : (62 31) 593 1237

\*Email : aidatunisdina13@mhs.ee.its.ac.id

**Abstrak**— Kelumpuhan atau hilangnya fungsi dasar anggota gerak pada individu dapat dikembalikan melalui rehabilitasi medik menggunakan metode *Functional Electrical Stimulation* (FES). Agar rehabilitasi dapat berjalan efektif, sistem FES perlu dibuat dalam bentuk perangkat yang *wearable* dengan kontrol *closed-loop*. Pada penelitian ini, kontroler fuzzy untuk FES *wearable* telah dirancang dan diimplementasikan pada *embedded system*. Kontroler dirancang untuk mengontrol enam gerakan anggota gerak bagian bawah dan terbagi menjadi dua jenis kontroler, yaitu kontroler *Single Input Single Output* (SISO) dan *Multi Input Single Output* (MISO). Performansi kontroler dievaluasi melalui pengujian eksperimental untuk mengontrol gerakan fleksi dan ekstensi sendi lutut pada subyek normal. Pengujian dilakukan dengan tujuan mengetahui kemampuan sistem untuk menghasilkan *burst duration* stimulasi secara otomatis serta melakukan kompensasi terhadap kelelahan otot yang terjadi pada subyek. Dari hasil pengujian, *Settling Index* (SI) untuk semua subyek dalam pengujian pengontrolan gerakan fleksi lutut maksimum bernilai antara 2-10 siklus, dengan nilai RMSE kurang dari 7°, sedangkan SI untuk pengujian kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum bernilai antara 3-10 siklus dan nilai RMSE kurang dari 5°. Error maksimum pada saat terjadi kelelahan otot adalah sebesar 9.1°. Jumlah siklus yang dibutuhkan untuk mencapai sudut target kembali dengan error absolut kurang dari atau sama dengan  $\Delta\theta$  sebesar 3.5° adalah 13 siklus. Dari hasil tersebut, dapat disimpulkan bahwa kontroler yang telah dirancang mampu menyesuaikan stimulasi dengan kondisi pengguna secara langsung, serta mampu meregulasi *burst duration* dan mengatasi kelelahan otot yang terjadi pada subyek. Dengan respon yang cepat, kontroler diharapkan dapat diterapkan pada aplikasi klinis.

**Kata Kunci**—wearable *functional electrical stimulation*, gerakan sendi lutut, stimulator, *burst duration*, kelelahan otot.

## I. PENDAHULUAN

Paralisis atau hilangnya fungsi motorik, baik sebagian atau seluruhnya, dapat disebabkan oleh beberapa penyakit seperti stroke atau *Spinal Cord Injury* (SCI) [1]. Untuk mengembalikan fungsi tersebut, rehabilitasi medik dapat dilakukan melalui berbagai cara. Salah satu metode yang sering digunakan dalam rehabilitasi fungsi motorik adalah *functional electrical stimulation* (FES). Stimulasi melalui metode ini

dilakukan dengan memberikan stimulasi elektrik untuk memicu gerakan pada sendi tertentu. Dengan mengulangi gerakan yang sama yang diinduksi oleh stimulasi elektrik, otot yang mengalami paralisis dapat mendapatkan kembali kemampuannya untuk berkontraksi sehingga fungsi motorik individu dapat meningkat.

Berbagai penelitian yang telah dilakukan dalam bidang rehabilitasi fungsi gerak telah membuktikan bahwa penggunaan FES sangat tepat, baik berdasarkan hasil simulasi maupun tes eksperimental [2]-[5]. Namun agar dapat diterapkan dalam tataran klinis, sistem FES harus dibuat secara terintegrasi. Selain itu, sistem tersebut juga harus dapat digunakan dalam kehidupan sehari-hari sehingga dapat mendukung proses pembelajaran kembali fungsi motorik. Oleh karena itu, sistem FES harus dirancang sehingga mudah digunakan, nyaman, serta berukuran kecil. Salah satu solusinya adalah dengan menggunakan *embedded system* [6], [7].

Salah satu tantangan dalam pengembangan sistem FES adalah karakteristik sistem muskuloskeletal pada manusia yang sangat beragam dan bergantung pada masing-masing individu. Oleh karena itu, stimulator pada FES harus bersifat fleksibel sehingga dapat memberikan stimulasi sesuai kebutuhan pengguna. Untuk mengatasinya, sistem stimulator dapat dirancang menggunakan kontroler logika fuzzy yang tidak terikat pada model matematika sehingga sesuai untuk diterapkan pada sistem nonlinier seperti FES. Selain itu, saat ini mayoritas sistem FES yang berkembang menggunakan kontrol *open-loop*. Hal ini menuntut pengguna sistem untuk berkonsentrasi penuh selama penggunaan sehingga membatasi kemampuan pengguna untuk melakukan aktivitas lain di saat bersamaan. Tantangan ini dapat diatasi dengan penggunaan umpan balik untuk membentuk kontrol *closed-loop* [1], [8].

Pada penelitian ini, dikembangkan *fuzzy logic controller* (FLC) yang diimplementasikan pada *embedded system* sebagai salah satu langkah untuk merealisasikan sistem FES yang *wearable* dan *portable*. Sistem kontroler dirancang dalam dua tahap, yaitu tahap prototipe dan implementasi pada perangkat FES *wearable* yang telah direalisasikan pada penelitian

sebelumnya. Sistem FLC dirancang untuk mengontrol enam gerakan pada anggota gerak bagian bawah. PC/laptop digunakan sebagai *monitoring station* dan transfer data menggunakan *Direct Memory Access (DMA)*. Umpan balik berupa data sudut yang dicapai sendiri didapatkan dari sistem sensor yang terdiri atas akselerometer dan giroskop.

## II. METODOLOGI PENELITIAN

### A. Perancangan Fuzzy Logic untuk Prototipe Kontroler

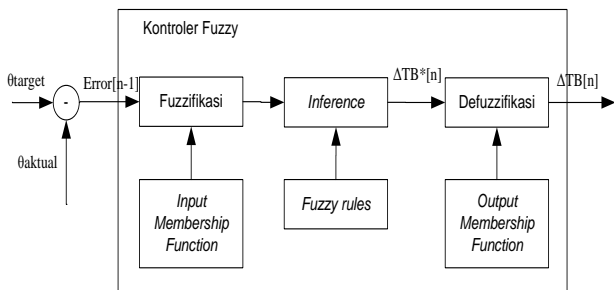
Tahap pertama dalam penelitian ini adalah perancangan dan implementasi prototipe untuk kontroler fuzzy. Prototipe ini dibuat mengingat keterbatasan kapasitas prosesor dan alokasi memori pada *embedded system* jika dibandingkan dengan PC/laptop. Oleh karena itu, kelayakan serta ketepatan implementasi kontroler fuzzy pada *embedded system* perlu diuji terlebih dahulu sebelum diaplikasikan pada perangkat *FES wearable*.

Pada tahap ini, kontroler fuzzy dirancang sebagai kontroler *Single Input Single Output (SISO)* dengan variabel masukan berupa nilai error dan variabel keluaran berupa nilai  $\Delta TB$ . Error didefinisikan sebagai perbedaan nilai antara sudut target dan sudut aktual yang dicapai oleh sendi yang distimulasi. Berdasarkan error pada siklus sebelumnya, nilai *burst duration* pada siklus saat ini diatur sesuai dengan Persamaan (1),

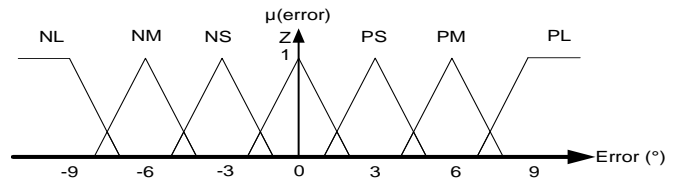
$$TB[n] = TB[n-1] + \Delta TB[n] \quad (1)$$

dengan  $TB[n]$  adalah besar *burst duration* pada siklus saat ini,  $TB[n-1]$  adalah besar *burst duration* pada siklus sebelumnya, dan  $\Delta TB[n]$  adalah hasil keluaran proses defuzzifikasi. Pada metode kontrol *cycle-to-cycle*, amplitudo pulsa stimulasi, lebar pulsa, serta frekuensi diatur bernilai tetap. Struktur prototipe kontroler diperlihatkan pada Gambar 1.

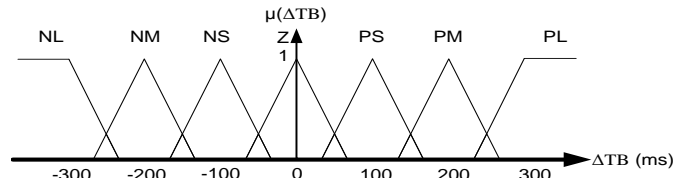
*Membership function* untuk error dan  $\Delta TB$  masing-masing didefinisikan dalam tujuh istilah linguistik, yaitu *Negative Large (NL)*, *Negative Medium (NM)*, *Negative Small (NS)*, *Zero (Z)*, *Positive Small (PS)*, *Positive Medium (PM)*, dan *Positive Large (PL)*. Masing-masing variabel digambarkan dalam set fuzzy berbentuk segitiga dan trapezoid, seperti diperlihatkan pada Gambar 2 dan 3. *Fuzzy rules set* untuk kontroler SISO diperlihatkan pada Tabel 1.



Gambar 1. Struktur prototipe kontroler fuzzy



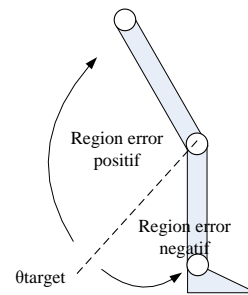
Gambar 2. Input membership function error prototipe kontroler



Gambar 3. Output membership function  $\Delta TB$  prototipe kontroler

TABEL I. FUZZY RULES SET UNTUK KONTROLER SISO

error	NL	NM	NS	Z	PS	PM	PL
$\Delta TB$	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL



Gambar 4. Ilustrasi penentuan region error

*Fuzzy rules set* untuk kontroler dibuat dengan mempertimbangkan karakteristik gerakan pada ekstremitas bagian bawah. Nilai  $\Delta TB$  ditentukan berdasarkan nilai error, sedangkan error diasumsikan berada dalam region positif atau negatif bergantung pada posisi sudut aktual yang dicapai oleh sendi terhadap sudut target. Jika sudut aktual bernilai lebih kecil dari sudut target, maka error yang dihasilkan berada dalam daerah negatif. Sebaliknya, jika sudut aktual yang dicapai oleh sendi bernilai lebih besar dari sudut target, maka error berada dalam daerah positif, seperti diilustrasikan pada Gambar 4.

Jika error berada dalam daerah negatif, yang berarti sudut yang dihasilkan sendi belum mencapai nilai sudut target, kontroler akan melakukan penyesuaian dengan menambah nilai TB atau durasi stimulasi, atau dengan kata lain memberikan nilai positif bagi TB. Demikian pula sebaliknya, jika error berada pada daerah positif, atau sudut yang dihasilkan sendi sudah melebihi sudut target, kontroler melakukan penyesuaian dengan memberikan nilai negatif bagi TB atau mengurangi durasi stimulasi.

Tahap terakhir dari sistem fuzzy adalah defuzzifikasi atau perubahan kembali variabel fuzzy menjadi nilai *crisp*. Pada perancangan ini, defuzzifikasi dilakukan menggunakan metode *Center of Gravity* sesuai Persamaan (2),

$$\Delta TB = \frac{\sum_k \mu(\Delta TB_k^*) \Delta TB_k^*}{\sum_k \mu(\Delta TB_k^*)} \quad (2)$$

dengan:

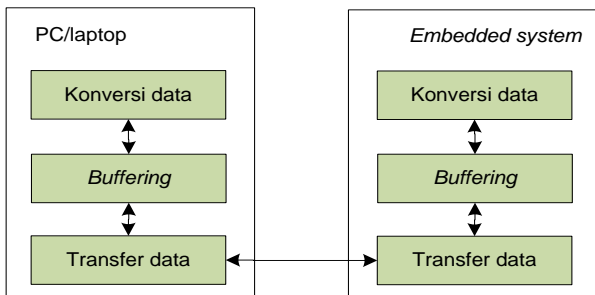
- $\mu(\Delta TB_k^*)$  = nilai hasil fuzzifikasi,
- $\Delta TB_k^*$  = nilai bobot masing-masing.

### B. Perancangan Fuzzy Logic untuk Prototipe Kontroler

Sebuah protokol transfer data direalisasikan menggunakan satu kanal *Direct Memory Access* (DMA) untuk memastikan komunikasi data antara PC/laptop dan embedded system berjalan efektif.

Data dikirim sebagai sebuah paket. Masing-masing paket data diawali dengan sebuah *start bit* dan diakhiri dengan sebuah *stop bit* untuk membedakan paket satu dengan yang lain. Bit yang berada di antara *start bit* dan *stop bit* merupakan data yang mengandung informasi berupa sudut referensi, sudut aktual, variabel fuzzy, serta hasil perhitungan kontroler. Transfer data menggunakan protokol ini berjalan langsung antara RAM dan USART, sehingga subrutin komputasi lain tetap dapat dijalankan oleh prosesor. Diagram blok proses transfer data diperlihatkan pada Gambar 5.

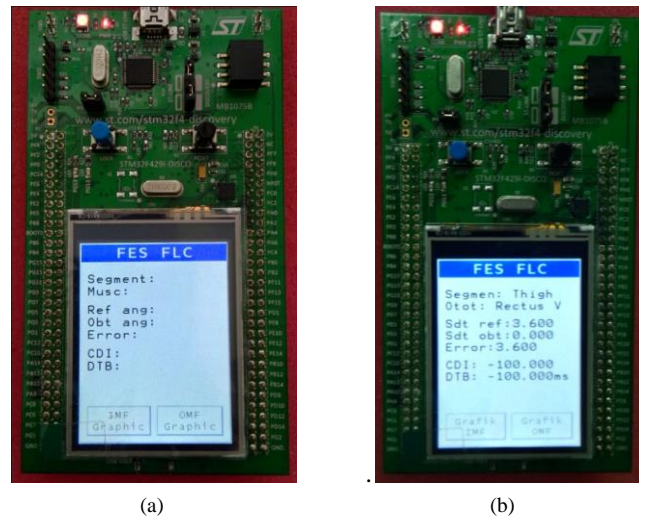
Proses transfer data menggunakan komunikasi serial 8 bit, sehingga data yang dapat dikirim atau diterima berkisar antara 0 sampai 255. Di sisi lain, hampir semua data yang akan ditransferkan bernilai lebih dari 255. Untuk mengatasi hal ini, digunakan *buffer* untuk menyimpan data yang akan dikirimkan, dengan kapasitas setiap *buffer* adalah 0-99. Setiap variabel data yang akan dikirimkan dikonversi terlebih dahulu untuk menyesuaikan format ini dengan cara dibagi 100, sehingga setiap data pada sisi pengirim akan dikirimkan per dua bit dalam satu *buffer*. Untuk data berupa sudut, data yang akan dikirimkan terlebih dahulu ditambah dengan nilai 360 untuk memastikan bahwa data sudut bernilai positif. *Buffer* yang digunakan memiliki format integer, sedangkan data yang dikirimkan, baik dari *embedded system* maupun PC/laptop, dikirim dalam format karakter ASCII. Pada sisi penerima, data tersebut akan dikonversi kembali dari karakter ASCII menjadi nilai sebenarnya.



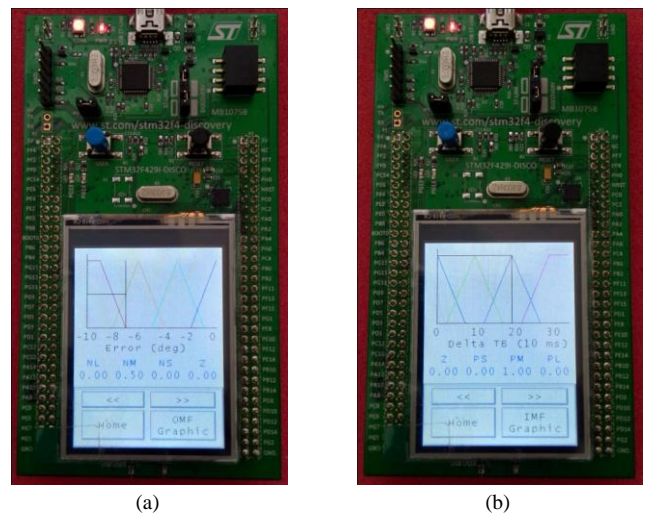
Gambar 5. Diagram blok transfer data

### C. Perancangan Antarmuka Prototipe Kontroler

*Embedded system* yang digunakan untuk prototipe kontroler fuzzy, yaitu STM32F429, telah dilengkapi dengan LCD grafik TFT 2.4". Untuk memudahkan penggunaan kontroler, dirancanglah antarmuka pada *embedded system* dengan memanfaatkan LCD grafik. Tampilan antarmuka pada *embedded system* diperlihatkan pada Gambar 6 dan 7. Selain itu, dirancang pula antarmuka pada PC/laptop sebagai *monitoring station*. Antarmuka pada PC/laptop digunakan untuk memilih segmen dan otot yang distimulasi. Data berupa otot dan sudut targetnya kemudian dikirim ke *embedded system*. Setelah perhitungan fuzzy dilakukan, data awal tersebut beserta hasil perhitungan kontroler akan ditampilkan pada LCD TFT serta dikirim kembali ke PC/laptop.



Gambar 6. Antarmuka grafis dari FLC untuk otot *Rectus Vemoris*. (a) Kondisi awal. (b) Setelah data dikirim dari PC/laptop



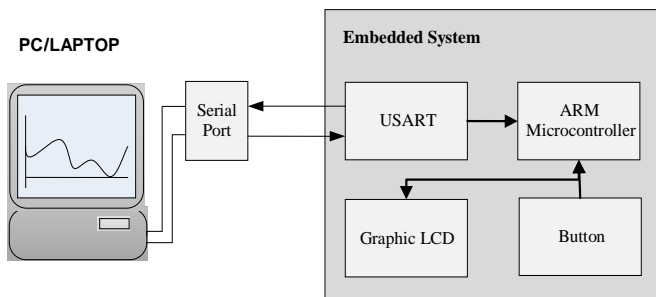
Gambar 7. Representasi grafis dari set fuzzy otot *Rectus Vemoris*. (a) *Input membership function error*. (b) *Output membership function ΔTB*

#### D. Implementasi Pada Embedded System

Berikutnya, *fuzzy logic controller* hasil perancangan direalisasikan sebagai perangkat lunak dan diimplementasikan pada *embedded system*. Kontroler fuzzy kemudian diimplementasikan pada mikrokontroler ARM STM32F429. Mikrokontroler ini dipilih berdasarkan kemampuan pemrosesannya serta kapasitas memori yang memadai. STM32F429 memiliki 32-bit ARM Cortex-M4 RISC CPU, 2 MB memori flash, dan 256 KB RAM. Mikrokontroler ini juga dilengkapi *Floating Point Unit (FPU) single precision* dan LCD grafik TFT 2.4" untuk *user interface*.

Blok diagram sistem diperlihatkan pada Gambar 8. PC/laptop digunakan sebagai *monitoring station*. Data awal berupa otot yang distimulasi dikirimkan dari PC/laptop menuju *embedded system* melalui komunikasi serial. Data ini digunakan oleh *embedded system* untuk menentukan sudut referensi, seperti yang diperlihatkan pada Tabel 2. *Embedded system* kemudian memroses program FLC dengan nilai error sebagai variabel masukan dan menghasilkan variabel keluaran berupa  $\Delta TB$ .

Perhitungan FLC pada *embedded system* juga menghasilkan nilai *fuzzy inference* untuk masing-masing variabel. Nilai error dan  $\Delta TB$  ditampilkan pada LCD TFT 2.4" sebagai *user interface*. Selain itu, *fuzzy inference* untuk *input membership function (IMF)* dan *output membership function (OMF)* juga ditampilkan dalam bentuk grafik set fuzzy, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 8 dan 9. Untuk mewakili nilai sudut aktual yang berubah-ubah, pada *embedded system* diaktifkan sebuah tombol yang akan menghasilkan nilai random saat ditekan. Nilai error,  $\Delta TB$ , serta nilai *fuzzy inference* kemudian dikirim kembali menuju PC/laptop menggunakan komunikasi serial.



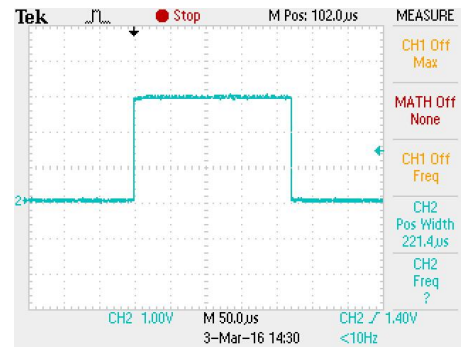
Gambar 8. Diagram blok sistem prototipe kontroler fuzzy

TABEL II. OTOT YANG DISTIMULASI DAN SUDUT REFERENSI

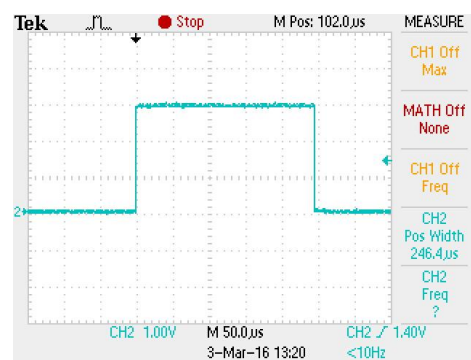
Otot	Sudut Referensi
<i>Iliopsoas</i>	32.4°
<i>Rectus Vemoris</i>	3.6°
<i>Vastus</i>	3.6°
<i>Biceps Femoris Long Head (BFLH)</i>	69°
<i>Biceps Femoris Short Head (BFSH)</i>	69°
<i>Tibialis Anterior</i>	4.9°
<i>Gastrocnemius Medialis</i>	-16.4°

TABEL III. WAKTU PEMROSESAN EMBEDDED SYSTEM

Kondisi	Waktu Pemrosesan Rata-rata ( $\mu s$ )
Rutin FLC	218
Rutin FLC dan transfer data	244



Gambar 9. Sinyal representasi waktu pemrosesan rutin FLC untuk otot *Iliopsoas*



Gambar 10. Sinyal representasi waktu pemrosesan rutin FLC dan pengiriman data untuk otot *Iliopsoas*

#### E. Pengujian Performansi Prototipe Kontroler

Prototipe kontroler fuzzy yang telah diimplementasikan pada *embedded system* kemudian melewati beberapa pengujian untuk mengetahui performansi kontroler serta kapasitas memori yang digunakan oleh program kontroler.

Pengujian pertama adalah untuk mengetahui kapasitas memori yang diperlukan oleh program FLC. Setelah diamati, program kontroler fuzzy hanya memerlukan 8208 byte dari total 256 KB RAM dan 177188 byte dari 2 MB memori *flash* dari *embedded system*. Hal ini menunjukkan bahwa program kontroler yang direalisasikan tidak memerlukan alokasi memori yang besar sehingga sesuai untuk kondisi prosesor dan memori *embedded system* yang terbatas.

Kontroler kemudian diuji untuk mengukur waktu yang diperlukan oleh *embedded system* untuk mengeksekusi perhitungan fuzzy secara keseluruhan. Sistem FES *wearable* yang akan digunakan menggunakan waktu *sampling* sebesar 10 ms, sehingga waktu pemrosesan oleh prototipe kontroler harus kurang dari rentang tersebut. Pengujian ini terbagi menjadi dua bagian. Bagian pertama bertujuan mengukur waktu pemrosesan rutin FLC saja, sedangkan bagian kedua bertujuan mengukur waktu pemrosesan untuk rutin FLC dan pengiriman data ke



PC/laptop. Masing-masing pengujian dilakukan untuk semua otot, dengan masing-masing otot diuji melalui enam *cycle* yang terdiri atas 1 *cycle* dengan sudut aktual bernilai 0° atau kondisi awal, dan lima *cycle* dengan sudut aktual bernilai random yang dihasilkan oleh *button* pada *embedded system*.

Hasil pengujian diperlihatkan pada Tabel 3, dengan waktu pemrosesan rata-rata untuk bagian pertama adalah 218  $\mu$ s dan bagian kedua 244  $\mu$ s. Hal ini membuktikan bahwa penggunaan DMA dalam transfer data antara *embedded system* dan PC/laptop sudah efektif. Sinyal representasi dari hasil pengujian waktu pemrosesan untuk otot Iliopsoas diperlihatkan pada Gambar 9 dan 10.

Dari hasil tes performansi, dapat dilihat bahwa prototipe kontroler yang telah dirancang telah sesuai untuk diimplementasikan pada *embedded system*. Kontroler yang dirancang memiliki alokasi memori kecil dengan waktu pemrosesan yang cepat, sesuai karakteristik *embedded system*.

#### F. Pengembangan Kontroler Fuzzy untuk Sistem FES Wearable

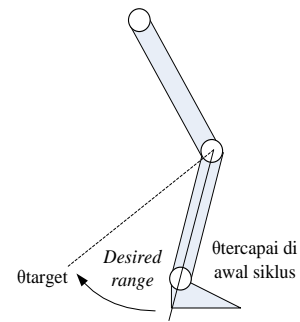
Berdasarkan hasil pengujian performansi prototipe kontroler fuzzy, didapatkan hasil bahwa kontroler dapat diimplementasikan pada sistem *embedded FES*. Berikutnya, rancangan kontroler FLC yang digunakan pada prototipe dikembangkan dan diimplementasikan pada sistem FES *wearable* yang telah direalisasikan pada penelitian sebelumnya.

Berbeda dengan kontroler prototipe, kontroler pada sistem FES *wearable* dirancang sesuai dengan karakteristik gerakan pada masing-masing sendi sehingga terdapat enam kontroler secara keseluruhan. Masing-masing kontroler dirancang sesuai *Range of Motion* (ROM) dan sudut referensi gerakan.

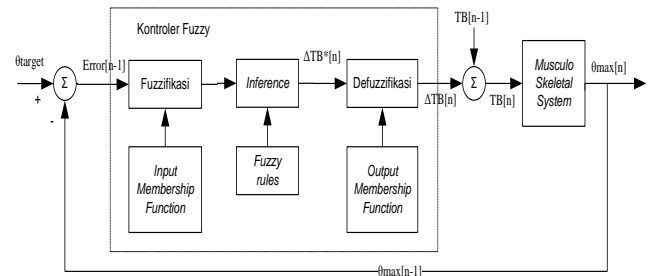
Kontroler fuzzy untuk gerakan fleksi pinggang maksimum, ekstensi pinggang maksimum, fleksi lutut maksimum, plantarfleksi engkel maksimum, serta dorsifleksi engkel maksimum direalisasikan sebagai kontroler SISO. Variabel masukan kontroler SISO berupa nilai error dan variabel keluaran berupa nilai  $\Delta$ TB. Kontroler untuk gerakan ekstensi lutut maksimum direalisasikan sebagai kontroler *Multi Input Multi Output* (MISO) dengan variabel masukan nilai error dan *desired range*, serta variabel keluaran  $\Delta$ TB.

*Desired range* merupakan lintasan atau trayektori yang akan ditempuh oleh sendi yang akan distimulasi, seperti diperlihatkan pada Gambar 11. *Desired range* untuk gerakan ekstensi lutut didefinisikan sebagai selisih sudut antara sudut aktual di awal siklus dan sudut referensi dari gerakan ekstensi lutut maksimum. Struktur kontroler fuzzy yang dirancang diperlihatkan pada Gambar 12 dan sudut acuan yang digunakan dalam perancangan kontroler diperlihatkan pada Tabel 4.

Masing-masing variabel masukan dan keluaran, yaitu error, *desired range*, serta  $\Delta$ TB diekspresikan dalam tujuh istilah linguistik, yaitu *Negative Large* (NL), *Negative Medium* (NM), *Negative Small* (NS), *Zero*, *Positive Small* (PS), *Positive Medium* (PM), dan *Positive Large* (PL).



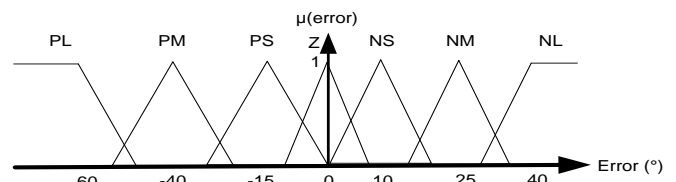
Gambar 11. Ilustrasi penentuan *desired range*



Gambar 12. Struktur kontroler fuzzy untuk sistem FES *wearable*

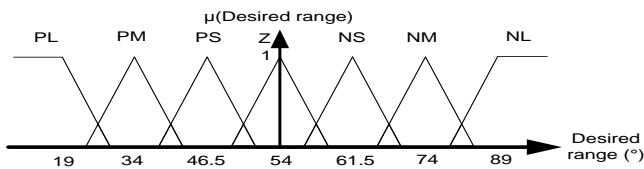
TABEL IV. SUDUT ACUAN UNTUK KONTROLER FUZZY

Gerakan	Sudut Target	Range of Motion	Range of Error	Desired Range
<b>Pinggang</b>				
Fleksi maks	32.4°	0° s.d. 130°	32.4° s.d. -97.6°	-
Ekstensi maks	-11.9°	0° s.d. -30°	-11.9° s.d. 18.1°	-
<b>Lutut</b>				
Ekstensi maks	15°	0° s.d. 150°	69° s.d. -81°	-15° s.d. 135°
Fleksi maks	69°	0° s.d. 15°	3.6° s.d. -11.4°	-
<b>Engkel</b>				
Dorsifleksi maks	4.9°	0° s.d. -50°	-16.4° s.d. 34.6°	-
Plantarfleksi maks	-16.4°	0° s.d. 20°	4.9° s.d. -15.1°	-

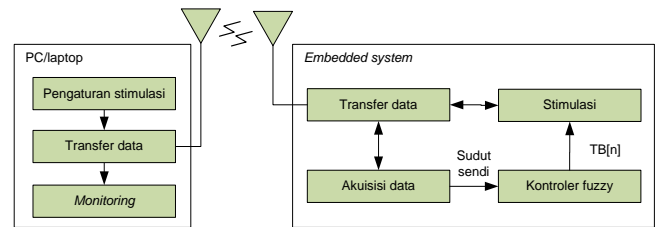


Gambar 13. Set fuzzy untuk variabel masukan error pada gerakan fleksi lutut maksimum

Set fuzzy untuk variabel error gerakan fleksi lutut maksimum diperlihatkan pada Gambar 13, sedangkan set fuzzy untuk variabel *desired range* gerakan ekstensi lutut maksimum diperlihatkan pada Gambar 14. Set fuzzy untuk variabel keluaran  $\Delta$ TB diperlihatkan pada Gambar 3, seperti yang digunakan pada prototipe kontroler. *Fuzzy rules set* untuk kontroler SISO diperlihatkan pada Tabel 1, sedangkan *rules set* untuk kontroler MISO diperlihatkan pada Tabel 5.



Gambar 14. Set fuzzy untuk variabel masukan *desired range* pada gerakan ekstensi lutut maksimum



Gambar 15. Diagram blok sistem FES *wearable*

TABEL V. FUZZY RULES SET UNTUK KONTROLER MISO

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

### G. Implementasi Pada Perangkat FES *Wearable*

Kontroler fuzzy yang telah dirancang lalu diimplementasikan pada perangkat FES *wearable*. Perangkat tersebut terdiri atas empat bagian, yaitu *master* pada bagian pinggang dan tiga *slave* pada setiap segmen anggota gerak, yaitu paha, betis, dan kaki. Prosesor pada perangkat *wearable* menggunakan mikrokontroler ARM STM32F103C8T6.

Diagram blok sistem *wearable* FES yang telah dilengkapi kontroler fuzzy diperlihatkan pada Gambar 15 dan penggunaan perangkat pada Gambar 16. PC/laptop memiliki fungsi utama sebagai *monitoring station*. Melalui antarmuka pada PC/laptop, stimulasi yang akan diberikan dapat diatur. Data awal stimulasi ini kemudian dikirimkan ke *embedded system* menggunakan komunikasi serial melalui *bluetooth*.

Pada sisi *embedded system*, data stimulasi yang diterima oleh *master* kemudian diproses. *Master* kemudian meneruskan data awal stimulasi kepada *slave*. Pada saat bersamaan, *master* juga memberikan perintah kepada setiap *slave* untuk mengakuisisi data menggunakan sistem sensor. Data yang dikumpulkan berupa sudut kemiringan (*tilt angle*) masing-masing segmen. Dari data tersebut, sudut yang dicapai oleh setiap sendi bisa didapatkan sehingga dapat diketahui efek stimulasi terhadap gerakan secara langsung. Sudut aktual inilah yang menjadi masukan bagi kontroler fuzzy.

Sistem sensor melakukan sampling data setiap 10 ms. Pada setiap *sampling*, data kemudian diproses untuk mendeteksi nilai maksimum gerakan serta nilai error. Hal ini berlangsung hingga akhir satu siklus, di mana kontroler fuzzy akan memroses data yang telah terkumpul dalam siklus tersebut. Proses fuzzifikasi dilakukan dengan masukan nilai error pada saat sudut aktual bernilai maksimum. Kontroler kemudian melakukan perhitungan sehingga didapatkan nilai  $\Delta TB$ . Stimulasi untuk siklus baru dilakukan dengan menambahkan nilai  $\Delta TB$  ke dalam durasi stimulasi dari siklus sebelumnya sehingga terbentuk kontrol *closed-loop*.



Gambar 16. Penggunaan perangkat FES *wearable*

Pada kontroler MISO, nilai *desired range* diambil di awal setiap siklus kemudian diproses oleh kontroler fuzzy untuk mendapatkan variabel keluaran  $\Delta TB$ . Pada setiap *sampling*, *embedded system* juga mengirimkan kembali data hasil penginderaan sensor serta perhitungan kontroler fuzzy ke PC/laptop. Data-data tersebut kemudian ditampilkan pada antarmuka di PC/laptop sehingga memudahkan *monitoring*.

Sistem FES *wearable* menggunakan protokol transfer data yang sama seperti protokol pada prototipe dengan sedikit perubahan. Protokol pada sistem *wearable* dikembangkan untuk mengakomodasi transfer data antara PC/laptop dan *embedded system*, serta transfer data antara *master* dan *slave* dalam *embedded system* sendiri. Masing-masing komunikasi data menggunakan satu kanal DMA untuk pengiriman data dan satu kanal lain untuk penerimaan.

## III. HASIL DAN PEMBAHASAN

### A. Pengujian Eksperimental Kontrol Gerakan Sendi Lutut

Pengujian dilakukan dengan menggunakan perangkat FES *wearable* untuk mengontrol gerakan fleksi dan ekstensi lutut maksimum. Pengujian menggunakan elektroda permukaan yang ditempatkan pada kaki kanan subyek dan dilakukan kepada sepuluh orang subyek laki-laki berusia 21-25 tahun. Sebelum pengujian, tujuan dan tahap pengujian dijelaskan kepada subyek dan subyek telah memberikan persetujuan untuk menjalani pengujian. Pada kedua pengujian, subyek diminta untuk duduk nyaman dalam kondisi kaki dapat bergerak bebas, seperti diperlihatkan pada Gambar 17.



Gambar 17. Posisi subyek untuk pengujian eksperimental gerakan fleksi dan ekstensi lutut maksimum

Frekuensi dan lebar pulsa untuk pulsa stimulasi ditetapkan sebesar 20 Hz dan 200  $\mu$ s, serta digunakan interval *sampling* sebesar 10 ms. Setiap pengujian dilakukan dua kali, masing-masing terdiri atas 30 siklus stimulasi. Periode stimulasi untuk setiap siklus dibuat tetap selama 5 detik, dan *burst duration* awal untuk setiap gerakan ditetapkan sebesar 0 ms.

Sebelum pengujian berlangsung, dilakukan pengukuran tegangan *boost* awal serta posisi awal untuk masing-masing gerakan. Pengukuran tegangan *boost* dilakukan untuk mengetahui nilai amplitudo tegangan yang sesuai sehingga dapat dihasilkan gerakan maksimal namun tetap terasa nyaman bagi masing-masing subyek. Posisi awal subyek diukur sebagai masukan bagi perhitungan yang akan dilakukan oleh kontroler fuzzy. Sudut sendi subyek diukur menggunakan akselerometer dan giroskop pada sistem sensor perangkat FES *wearable*.

#### B. Pengujian Kontrol Gerakan Fleksi Lutut Maksimum

Pengujian eksperimental untuk gerakan fleksi lutut maksimum dilakukan dengan memberikan stimulasi pada otot *Biceps Femoris Long Head* yang merupakan otot fleksor lutut. Pengujian kontrol gerakan fleksi lutut maksimum kemudian dievaluasi melalui dua parameter, yaitu *Settling Index* (SI) dan *Root Mean Squared Error* (RMSE). SI didefinisikan sebagai jumlah siklus yang diperlukan untuk mencapai target dengan error absolut kurang dari atau sama dengan 5% dari sudut target, atau sebesar 3.5°. Parameter evaluasi pengujian diperlihatkan pada Tabel 6.

Dari hasil pengujian, didapatkan bahwa SI untuk semua subyek berada di bawah 10 siklus, dengan dua trial pada Subyek D dan Subyek H mencapai SI di atas 10 siklus. Selain itu, pengujian pertama pada Subyek C dan pengujian kedua pada Subyek G tidak dapat mencapai sudut target selama 30 siklus pengujian. RMSE untuk semua subyek berkisar di bawah 2°, dengan hanya pengujian pertama Subyek C menghasilkan RMSE lebih besar dari nilai tersebut.

TABEL VI. PARAMETER EVALUASI PENGUJIAN KONTROL FLEKSI LUTUT MAKSIMUM

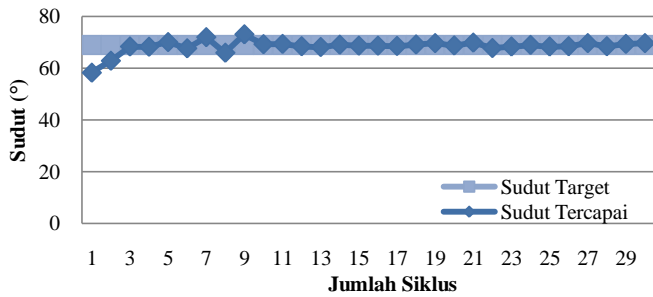
Subyek	Trial	<i>Settling Index</i> (siklus)	RMSE (°)
A	1	3	0.46 ± 2.55
	2	3	0.58 ± 3.15
B	1	5	0.89 ± 4.74
	2	2	0.72 ± 4.03
C	1	-	2.92 ± 3.63
	2	6	1.67 ± 8.54
D	1	3	0.47 ± 1.93
	2	17	1.23 ± 5.97
E	1	2	1.04 ± 5.71
	2	4	0.82 ± 4.21
F	1	5	0.87 ± 4.69
	2	2	0.27 ± 1.23
G	1	9	1.85 ± 2.62
	2	-	1.97 ± 1.52
H	1	6	0.99 ± 4.94
	2	15	1.53 ± 7.02
I	1	3	0.85 ± 4.63
	2	6	1.31 ± 6.61
J	1	3	0.58 ± 3.23
	2	3	1.25 ± 3.68

Dari hasil pengujian, setidaknya ada empat pola yang dapat diamati, yaitu pencapaian normal, osilasi, kelelahan otot, serta sudut target yang tidak tercapai sama sekali. Hasil pengontrolan gerakan Subyek A pada pengujian pertama diperlihatkan pada Gambar 18 dan hasil keluaran  $\Delta$ TB diperlihatkan pada Gambar 19. Dari hasil pengujian, dapat dilihat bahwa *burst duration* mampu dikontrol dengan baik oleh kontroler fuzzy hingga akhir pengujian. Subyek mampu mencapai sudut target dalam tiga siklus, dan hanya mengalami sedikit osilasi pada siklus ke-6 hingga ke-9. Selama sisa pengujian, kontroler mampu mengatur *burst duration* sehingga sudut target dapat dicapai secara stabil. Pada Gambar 18 terlihat bahwa kontroler meregulasi *burst duration* pada siklus-siklus awal stimulasi dengan menambahkan maupun mengurangi durasi. Setelah sendi mampu mencapai sudut target, pada siklus ke-11 hingga seterusnya kontroler tidak melakukan penambahan durasi atau  $\Delta$ TB bernilai nol untuk mempertahankan posisi sudut fleksi yang dicapai oleh lutut.

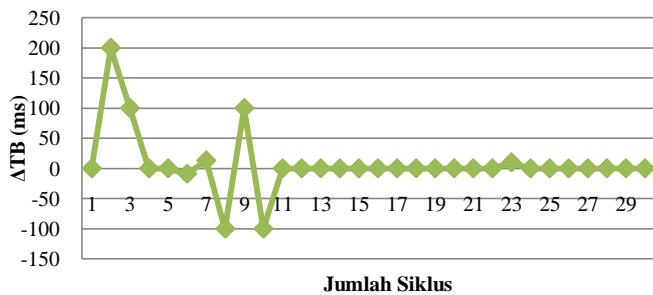
Gambar 20 memperlihatkan hasil pengujian kedua pada Subyek J, di mana *burst duration* dapat dikontrol dengan baik hingga siklus ke-5. Pada siklus ke-6 hingga siklus ke-11, sudut yang dicapai oleh lutut turun hingga 7.7 derajat dari target. Hal ini dapat diatasi oleh kontroler dengan cara meningkatkan *burst duration* pada siklus berikutnya, sehingga pada siklus ke-12, sudut fleksi mencapai 64.9°. Namun sudut aktual kembali turun hingga siklus ke-18. Pada siklus ke-19, subyek mampu menghasilkan sudut sebesar 71.8°. Kondisi ini bertahan hingga siklus ke-20. Penurunan sudut aktual kemudian terjadi kembali pada siklus ke-21 dan berlanjut hingga akhir pengujian meskipun kontroler telah melakukan perubahan durasi stimulasi.

Penurunan sudut yang terjadi mengindikasikan terjadinya kelelahan otot. Pada kondisi terjadi kelelahan otot, error maksimum yang dihasilkan oleh subyek adalah sebesar 9.1° pada siklus ke-16. Kelelahan otot diasumsikan dapat teratasi jika error absolut berkurang hingga bernilai kurang dari atau

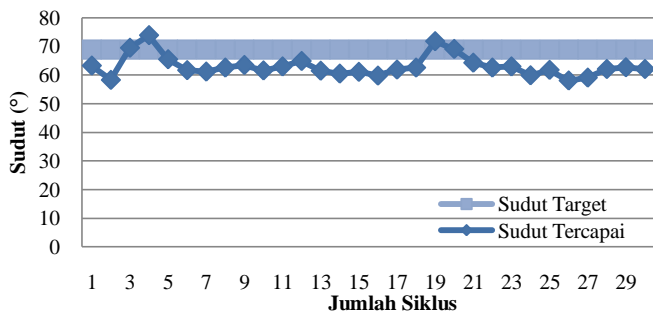
sama dengan  $\Delta\theta$  sebesar  $3.5^\circ$ . Indeks rekoveri didefinisikan sebagai jumlah siklus yang dibutuhkan untuk mengompensasi kelelahan otot yang terjadi. Pada pengujian ini, siklus yang dibutuhkan adalah sebesar 13 siklus.



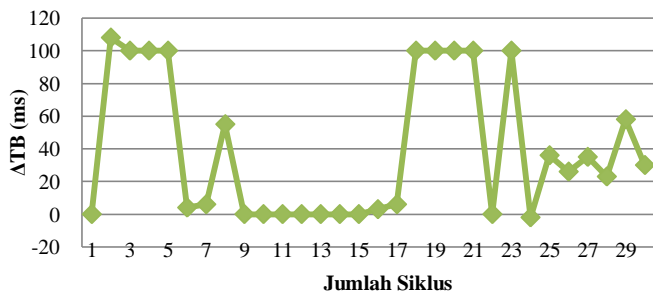
Gambar 18. Hasil kontrol gerakan fleksi lutut maksimum (Subyek A, pengujian 1)



Gambar 19. Delta burst duration pengujian kontrol gerakan fleksi lutut maksimum (Subyek A, pengujian 1)



Gambar 20. Hasil kontrol gerakan fleksi lutut maksimum (Subyek J, pengujian 2)



Gambar 21. Delta burst duration pengujian kontrol gerakan fleksi lutut maksimum (Subyek D, pengujian 1)

### C. Pengujian Kontrol Gerakan Ekstensi Lutut Maksimum

Pengujian kedua adalah pengujian untuk mengontrol gerakan ekstensi lutut maksimum. Pengujian ini dilakukan dengan memberikan stimulasi pada otot ekstensor lutut, yaitu *Vastus Medialis* dan/atau *Rectus Vemoris*. Parameter evaluasi yang digunakan sama dengan pengujian gerakan fleksi lutut maksimum. Hasil pengujian berdasarkan parameter evaluasi diperlihatkan pada Tabel 7.

SI untuk semua subyek berada di bawah 10 siklus, kecuali pengujian pertama pada Subyek C dan pengujian kedua pada Subyek J. Terdapat pula kondisi dimana subyek tidak dapat mencapai sudut target selama pengujian, seperti dicontohkan pada pengujian Subyek A dan F. RMSE untuk semua subyek berkisar di bawah  $5^\circ$ , terkecuali pengujian pertama pada Subyek A yang menghasilkan RMSE lebih besar dari  $5^\circ$ .

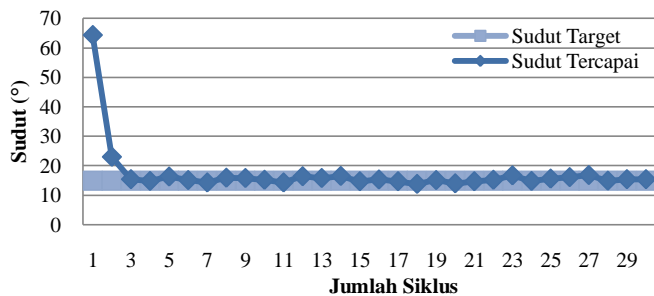
Hasil kontrol pada pengujian pertama untuk Subyek J diperlihatkan pada Gambar 22 dan hasil keluaran  $\Delta TB$  diperlihatkan pada Gambar 23. Dapat dilihat bahwa *burst duration* mampu dikontrol dengan baik oleh kontroler fuzzy selama 30 siklus pengujian. Subyek mampu mencapai sudut target dalam tiga siklus, dan hampir tidak mengalami osilasi hingga akhir pengujian. Selama pengujian, kontroler mampu mengatur *burst duration* secara stabil. Pada Gambar 23 terlihat *burst duration* pada siklus-siklus awal stimulasi diregulasi dengan menambahkan kemudian mengurangi durasi. Setelah sudut target tercapai pada siklus ke-3 dan seterusnya, kontroler tidak melakukan penambahan durasi atau  $\Delta TB$  bernilai nol untuk mempertahankan sudut yang dicapai oleh lutut.

Hasil pengujian kedua pada Subyek I juga memperlihatkan pola yang sama, diperlihatkan pada Gambar 4.14 dan 4.15. Kontroler mampu menghasilkan *burst duration* yang mendorong subyek mencapai sudut target pada siklus ke-5. Gerakan ekstensi sendi lutut subyek hanya mengalami osilasi pada awal pengujian, namun dapat diakomodasi oleh kontroler dengan meregulasi *burst duration*, sehingga sudut target dapat tercapai dengan stabil hingga akhir siklus pengujian.

TABEL VII. PARAMETER EVALUASI PENGUJIAN KONTROL EKSTENSI LUTUT MAKSIMUM

Subyek	Trial	Settling Index (siklus)	RMSE ( $^\circ$ )
A	1	-	$5.51 \pm 1.55$
	2	-	$3.07 \pm 17.57$
B	1	6	$2.53 \pm 13.09$
	2	6	$2.65 \pm 14.00$
C	1	10	$2.11 \pm 8.94$
	2	8	$2.11 \pm 8.77$
D	1	9	$4.42 \pm 14.44$
	2	14	$4.98 \pm 13.57$
E	1	4	$1.81 \pm 9.78$
	2	8	$1.71 \pm 8.92$
F	1	-	$4.11 \pm 7.48$
	2	-	$3.40 \pm 10.20$
G	1	7	$2.09 \pm 10.95$
	2	7	$2.07 \pm 11.16$
H	1	4	$1.86 \pm 9.92$
	2	6	$1.80 \pm 9.47$
I	1	3	$1.55 \pm 8.33$
	2	3	$1.05 \pm 5.81$
J	1	3	$1.68 \pm 9.05$
	2	18	$2.65 \pm 11.68$

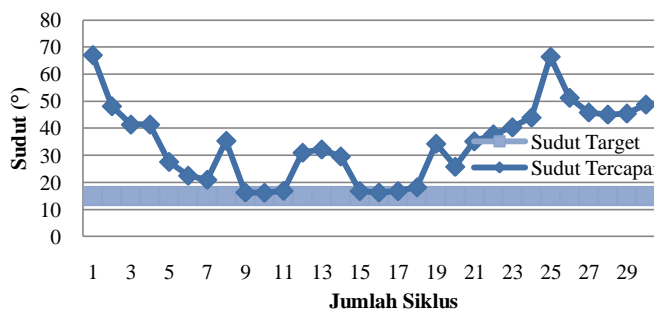




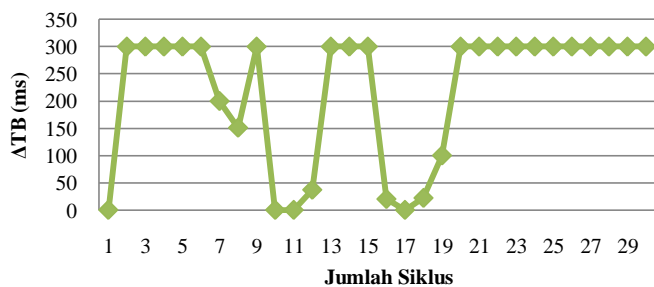
Gambar 22. Hasil kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum (Subyek J, pengujian 1)



Gambar 23. *Delta burst duration* pengujian kontrol gerakan fleksi lutut maksimum (Subyek J, pengujian 1)

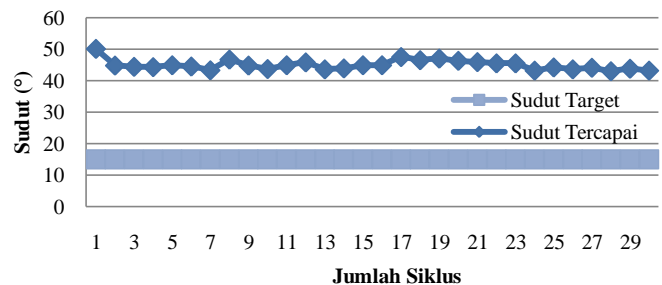


Gambar 24. Hasil kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum (Subyek D, pengujian 1)



Gambar 25. *Delta burst duration* pengujian kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum (Subyek D, pengujian 1)

Pada pengujian kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum juga terjadi kondisi osilasi, seperti diperlihatkan pada Gambar 24. Pengujian pertama pada Subyek D menghasilkan sudut yang tidak teratur dan cenderung naik-turun. Kontroler mengatasi hal tersebut dengan cara menambah dan mengurangi durasi stimulasi, seperti diperlihatkan pada Gambar 25.



Gambar 26. Hasil kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum (Subyek A, pengujian 2)



Gambar 27. *Delta burst duration* pengujian kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum (Subyek A, pengujian 2)

Selain terjadinya osilasi, pada pengujian kontrol gerakan ekstensi lutut juga terjadi kondisi di mana subyek tidak dapat mencapai sudut target selama pengujian, seperti diperlihatkan pada Gambar 26. Hasil pengujian kedua pada Subyek A menunjukkan subyek menghasilkan sudut kurang dari target selama 30 siklus. Pada kondisi ini, sudut aktual yang dihasilkan cenderung stabil meskipun tidak mencapai sudut yang ditargetkan sehingga nilai  $\Delta TB$  pun bersifat tetap. Tidak terjadi perubahan sudut yang signifikan meskipun kontroler terus menambah durasi stimulasi, yang berarti lutut subyek tidak menghasilkan torsi lebih besar meskipun stimulasi dijalankan lebih lama.

#### IV. KESIMPULAN

Pada penelitian ini, kontroler untuk stimulator FES telah dirancang dan diimplementasikan pada *embedded system* sebagai salah satu langkah dalam merealisasikan sistem FES wearable. Sistem fuzzy dirancang dalam dua jenis kontroler untuk enam gerakan, yaitu kontroler *Single Input Single Output* (SISO) dan *Multi Input Single Output* (MISO). Kontroler SISO memiliki variabel masukan berupa nilai error dan variabel keluaran  $\Delta TB$ , dirancang untuk gerakan fleksi pinggang maksimum, ekstensi pinggang maksimum, fleksi lutut maksimum, dorsifleksi engkel maksimum, dan plantarfleksi engkel maksimum. Sedangkan kontroler MISO menggunakan variabel masukan berupa nilai error dan *desired range* serta variabel keluaran  $\Delta TB$ . Kontroler ini dirancang untuk gerakan ekstensi lutut maksimum.

Implementasi kontroler dilakukan pada *embedded system* ARM STM32F429 pada tahap prototipe dan STM32F103C8T6 untuk perangkat *wearable* yang telah direalisasikan pada penelitian sebelumnya. Sistem yang dirancang mencakup

program antarmuka pada PC/laptop, sistem kontroler, serta protokol transfer data antara PC/laptop dan *embedded system* menggunakan *Direct Memory Access* (DMA).

Pengujian performansi kontroler dilakukan dengan mengontrol dua gerakan pada sendi lutut, yaitu fleksi lutut maksimum dan ekstensi lutut maksimum. Kontroler yang telah dirancang dan diimplementasikan mampu mengontrol *burst duration* stimulasi secara otomatis berdasarkan masukan berupa nilai error dan *desired range*. Selain itu, kontroler juga mampu mengatasi kelelahan otot yang terjadi pada subyek saat stimulasi berlangsung.

Parameter evaluasi berupa *Settling Index* (SI) dan *Root Mean Squared Error* (RMSE) memberikan hasil yang menjanjikan. SI untuk semua subyek dalam pengujian pengontrolan gerakan fleksi lutut maksimum bernilai antara 2-10 siklus, dengan nilai RMSE kurang dari 7°, sedangkan SI untuk pengujian kontrol gerakan ekstensi lutut maksimum bernilai antara 3-10 siklus dan nilai RMSE kurang dari 5°. Hal ini membuktikan bahwa kontroler yang dirancang mampu menyesuaikan stimulasi dengan kondisi pengguna secara langsung.

Kemampuan kontroler untuk mengatasi kelelahan otot pada subyek terbukti pada pengujian kontrol gerakan fleksi lutut maksimum. Error maksimum yang dihasilkan oleh subyek pada kondisi terjadi kelelahan otot adalah sebesar 9.1° pada siklus ke-16. Jumlah siklus yang dibutuhkan untuk mengompensasi kelelahan otot adalah sebesar 13 siklus dengan error absolut bernilai kurang dari atau sama dengan  $\Delta\theta$  sebesar 3.5°.

#### REFERENSI

- [1] C. L. Lynch and M. R. Popovic, "Functional electrical stimulation: closed-loop control of induced muscle contractions", *IEEE Control Systems Magazine*, pp. 40-50, April 2008.
- [2] A. Arifin, T. Watanabe, and N. Hoshimiya, "Computer simulation test of fuzzy controller for the cycle-to-cycle control of knee joint movements of swing phase of FES gait", *IEICE Transactions of Information and Systems*, Vol. E88-D, No. 7, pp.1763-1766, July 2005.
- [3] T. Watanabe, T. Masuko, and A. Arifin, "Preliminary tests of a practical fuzzy FES controller based on cycle-to-cycle control in the knee flexion and extension control", *IEICE Transactions of Information and Systems*, Vol. E92-D, No. 7, pp.1507-1510, July 2009.
- [4] N. Miura, T. Watanabe, S. Sugimoto, K. Seki, and H. Kanai, "Fuzzy FES controller using cycle-to-cycle control for repetitive movement training in motor rehabilitation. Experimental tests with wireless system", *Journal of Medical Engineering and Technology*, Vol. 35, No. 6-7, pp. 314-321, 2011.
- [5] B. S. K. K. Ibrahim, M. O. Tokhi, M. S. Huq, and S. C. Gharooni, "Fuzzy logic based cycle-to-cycle control of FES-induced swinging motion", *International Conference on Electrical, Control and Computer Engineering*, June 2011.
- [6] G. M. Lyons, T. Sinkjer, J. H. Burridge, and D. J. Wilcox, "A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 10, No. 4, pp. 260-279, December 2002.
- [7] 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", *Proceeding of 2010 International Conference on Systems in Medicine and Biology*, pp. 237-241, December 2010.
- [8] C. L. Lynch and M. R. Popovic, "A comparison of closed-loop control algorithms for regulating electrically stimulated knee movements in individuals with spinal cord injury", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 20, No. 4, pp. 539-547, July 2012.
- [9] F. Arrofiqi, A. Arifin, and B. Indrajaya, "Design of wearable system for closed-loop control of gait restoration system by functional electrical stimulation", *Proceeding of 2015 International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications*, pp. 129-134, May 2015.
- [10] 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", *IEICE Transactions of Information and Systems*, Vol. E89-D, No. 4, pp.1525-1533, April 2006.
- [11] Z. Lertmanorat, K. J. Gustafson, and D. M. Durand, "Electrode array for reversing the recruitment order of peripheral nerve stimulation: experimental studies", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 34, No. 1, pp. 152-160, January 2006.