

## Development of Control Command Input Device Using Image Processing for FES system

**Hiroki Higa<sup>1</sup>, Satoshi Nishihara<sup>1</sup>, Shin'ichiro Kanoh<sup>2</sup>, and Nozomu Hoshimiya<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> University of the Ryukyus, Okinawa, Japan

<sup>2</sup> Tohoku University, Sendai, Japan

<sup>3</sup> Tohoku Gakuin University, Sendai, Japan

hrhiga@eee.u-ryukyu.ac.jp

### Abstract

*In this paper, a control command input device using image processing for functional electrical stimulation (FES) system is described. A CMOS camera was utilized in the device, and the eye movements were taken with it in real time. Control commands for FES system are a selection command, execution command and proportional control command. The eye movements such as the fixation, dextroversion, levoversion and supraversion, and the eye closure were selected. The input commands and eye movements were allocated as follows: the dextroversion and levoversion for the selection command, and the eye closure for the execution command. The dextroversion and levoversion were also allocated to the proportional control command in the execution mode. When getting back from the execution mode to the selection mode, the supraversion was used. Performance of the device was experimentally verified. The experimental results showed that this device was possible to use as an input device of FES system.*

**Key word:** functional electrical stimulation (FES), image processing, eye movement, control command input device

### 1. INTRODUCTION

This paper deals with a control command input device using image processing for the functional electrical stimulation (FES) system. To restore the motor functions of the paralyzed extremities in spinal cord injury patients, FES is attracted the attention of people all over the world. The FES system consists of a stimulator unit, control command unit and some electrodes. The stimulator unit generates electrical stimulation according to the control command, electrical stimulation is conducted through the electrodes, and the users input their control com-

mands to the stimulator using the control command unit. In this paper, the control command unit is focused.

Some control command units, for example, using shoulder movements [1], push switch [2], voice [3] and respiration [4], had been developed. However, there were some problems in these units. Therefore, we developed another control command input device in which CMOS camera were used to detect the eye movements for FES quadriplegic patients, and verified its operability in the experiments.

### 2. METHODS

#### 2.1. System Configuration

A configuration of the stimulator with the control command input device using image processing is shown in Fig. 1. This device is simply composed of a CMOS camera and image processing circuit. To detect the eye movements from images, image processing programs were made using Visual C++. The eye movements were taken with the CMOS camera.

In general, we have the eye movements shown in Fig. 2. To control the system shown in Fig. 1, the eye movements such as the fixation, dextroversion, levoversion and supraversion, and the eye closure were chosen. This is because these five movements can be intentionally generated. Control commands for FES system are basically composed of the following three commands: a selection command, execution command and proportional control command. The eye movements and input commands were allocated as follows: the dextroversion and levoversion for the selection command, and the eye closure for the execution command. The dextroversion and levoversion were also allocated to increase and decrease in quantity of the proportional control command in the execution mode, respectively. When getting back

from the execution mode to the selection mode, the eye movement in the supraversion direction was used.

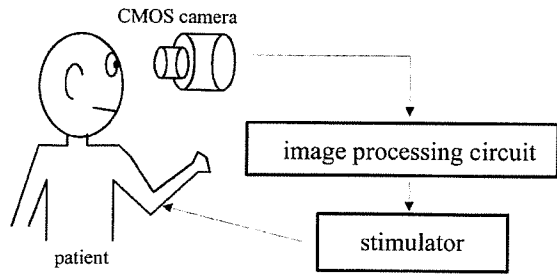


Figure 1 Configuration of stimulator with control command input device using image processing.

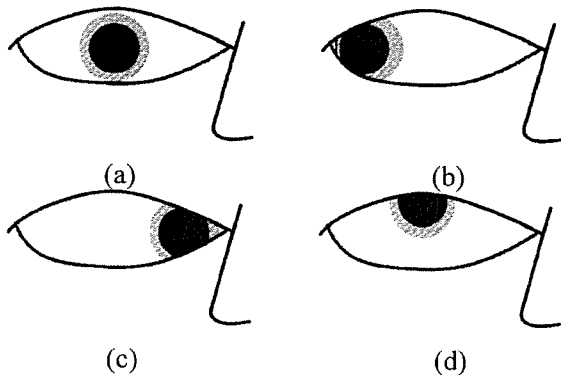


Figure 2 Detected eye movements: (a) the fixation, (b) dextroversion, (c) levoversion, and (d) supraversion, respectively.

## 2.2. Detection of the Eye Movements Using Image Processing

It is known that the color of the human skin has the characteristics of I-element in the YIQ color system. Thus, it is thought that it is possible to extract the eyes from images by paying attention to Y- and I- elements. In this paper, the RGB color system of an image was converted into the YIQ color system using the transform matrix

$$\begin{bmatrix} Y \\ I \\ Q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ 0.596 & -0.274 & -0.322 \\ 0.211 & -0.522 & 0.311 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}. \quad (1)$$

The method applied to the image processing was the labeling. The steps of the image processing using labeling are as follows:

1. Read an image.
2. Transform an RGB image into YIQ format.
3. Binarize YIQ image.

4. Scan the binarized image and label connected pixel regions.
5. Find the longest connected pixel region in vertical direction and plot a point in its center.

After binarized, the binarized image was scanned from left to right, down to up, and connected pixel regions were labeled with the sequence number. At the end, the longest connected pixel region in the vertical direction was found, and a point was plotted in its center. A detection of the eye closures during blinks was set to the condition when the length of connected pixel regions was smaller than a certain threshold. In this case, the process that white pixels in the iris and pupil of the eye by the cause of the reflection of light were changed into black ones was added. For the labeling method, the Run Length method was utilized. This is both because a processing speed of a general labeling method was slow and because it was difficult to process images in real time. The Gray Level Run Length method [5] is a way to compress information. For a binary image, there are white pixels having the pixel values of 1 and black pixels having the pixel values of 0. Consecutive pixels of the same value in a given direction consist of a run. Thus, 2-dimensional region of binary image can be represented by the pixel value of 1 (or 0) and the sum of the run-lengths of 1s (or 0s).

## 2.3. Experiment

An experimental setup is shown in Fig. 3. A CMOS camera (USB-CAM 30V, I-O DATA DEVICE, Inc.) was fixed and movements of the right eye of an experimental subject, who was 24 years old, were taken with it. The distance between the right eye and the camera, and the resolution of images were set to 7.5 cm and 352 x 288 pixels, respectively. Using the image processing methods mentioned in the previous section, the obtained images were processed on the PC powered by the Pentium 4 processor of 2.8 GHz and RAM of 1 GB.

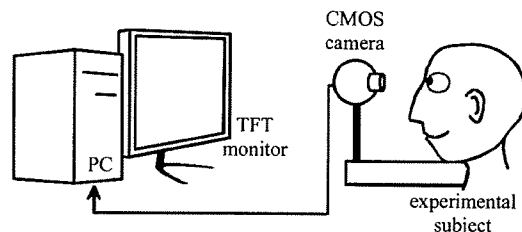


Figure 3 Experimental setup.

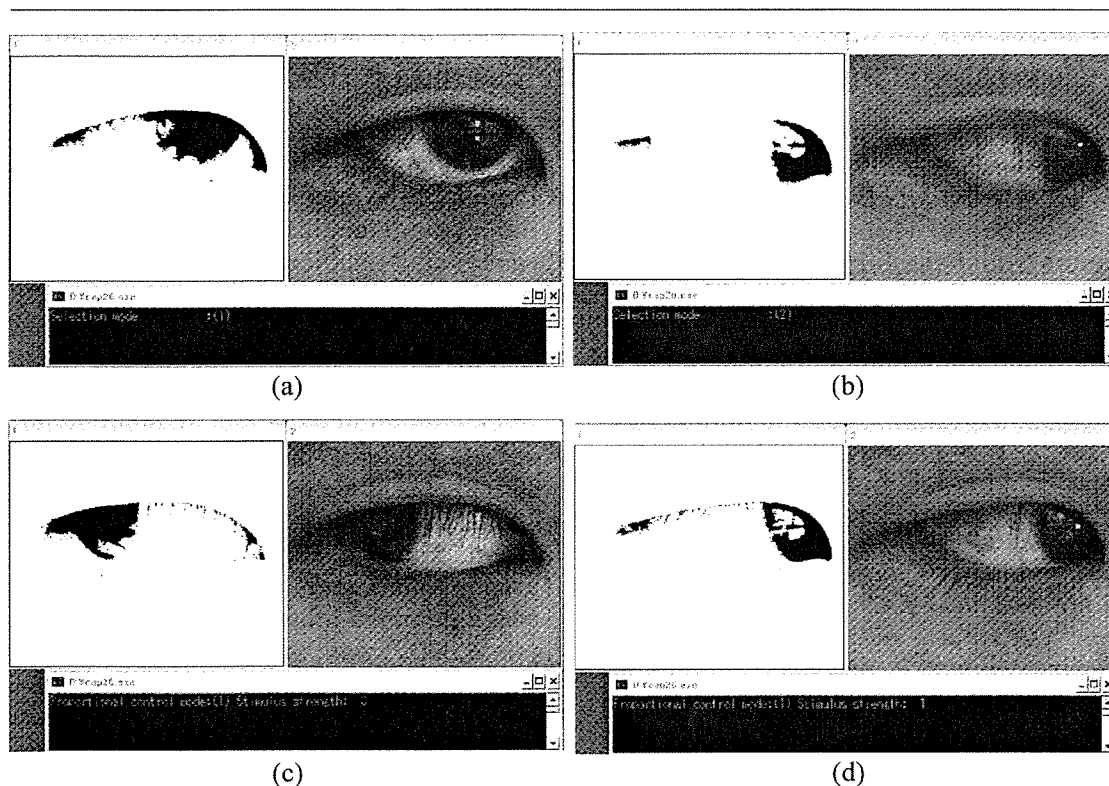


Figure 4 Experimental results of (a) initial condition (the fixation), (b) selection command (the levoversion), (c) increase in quantity of the proportional control command (the dextroversion), and (d) decrease in quantity of the proportional control command (the levoversion), respectively.

### 3. RESULTS

The experimental results are shown in Fig. 4. The left and right images are the results of doing image processing of the labelling and those of the resultant images. The control modes are indicated in the lower window. It was clear from the experimental results that not only the eye movements but the change in modes was distinctively detected. Furthermore, it was verified to get back from the execution mode to the selection mode by the supravertion.

### 4. DISCUSSION AND CONCLUSIONS

In this paper, the control command input device using the image processing for FES system was developed, and performance of the device was experimentally verified. The experimental results showed that it was possible to use as an input device of FES system. An experimental consideration of the stimulator with the control command input device should be needed for our future work.

#### References

- [1] Y. Handa and N. Hoshimiya, "Restoration of motor function of paralyzed upper extremities by computer-controlled functional electrical stimula-

tion (FES) system," *Trans. Jpn. Soc. Pathophysiology*, vol.6, no.4, pp.288-294, 1987.

- [2] R. Kobetic, R.J. Triolo, J.P. Uhler, C. Bieri, M. Wibowo, G. Polando, E.B. Marsolais, J.A. Davis, Jr., K.A. Ferguson, and M. Sharma, "Implanted functional electrical stimulation system for mobility in paraplegia: A follow-up case report," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol.7, no.4, pp.390-398, 1999.
- [3] Y. Handa, T. Handa, Y. Nakatsuchi, R. Yagi, and N. Hoshimiya, "A voice-controlled functional electrical stimulation system for the paralyzed hand," *Trans. Jpn. Soc. ME & BE*, vol.23, no.5, pp.292-298, 1985.
- [4] A. Naito, Y. Handa, M. Yajima, H. Fukamachi, K. Ushikoshi, and N. Hoshimiya, "Development of new FES system controlled by inspiration and expiration for the paralyzed upper extremities," *Proc. Jpn. Soc. ME & BE, 1-D-8*, p.276, 1988.
- [5] A. Chu, C. M. Sehgal, and J. F. Greenleaf, "Use of gray value distribution of run lengths for texture analysis," *Patt. Recogn. Lett.*, vol.11, pp.415-420, 1990.

#### Acknowledgements

This work was partially supported by the Ministry of Education, Science, Sports and Culture, Grant-in-Aid for Scientific Research (B).

## Gait Re-education System for Incomplete Spinal Cord Injured Patients - Measurement of Hip Joint Angle by Piezoelectric Gyroscope -

Norio Furuse<sup>1</sup>, Takashi Watanabe<sup>2</sup>, Nozomu Hoshimiya<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Miyagi National College of Technology, Japan

<sup>2</sup>Information Synergy Center, Tohoku University, Japan

<sup>3</sup>Tohoku Gakuin University, Japan

E-mail: furuse@miyagi-ct.ac.jp

### Abstract

*In order to develop the FES rehabilitative system for re-education of walking, the sensor data that is necessary to give the information about the walking to the patients should be determined. In this paper, we examined measurement method of the hip joint angle simply by using gyroscopes. From the result of the walking analysis with the normal subjects, it was expected that the measurement system could measure the hip joint angle with sufficient accuracy.*

### 1. INTRODUCTION

Functional electrical stimulation (FES) training of paralyzed muscles is effective for the great majority of incomplete spinal cord injured (SCI) patients in the early period of the rehabilitation process [1]. The aim of the FES system for re-education is not only to deliver the electrical stimulation to the paralyzed muscles, but also to evaluate the sensor information of the lower limb in order to give the useful information of the walking training to the patient [2], [3]. Therefore, in order to develop the FES rehabilitative system for re-education, the sensor data that is necessary to give the information about the walking to the patients should be determined. The joint angles of the lower limb in the walking training are important parameters to evaluate ability and stability of the walking [2]. We have shown the possibility of measuring knee and ankle joint angles by using plural gyroscopes that can be attached easily on the body [4], [5].

In this paper, we examined the simplified measurement method of the hip joint angle by using gyroscopes. The gyroscopes were attached to the trunk and the thigh for the measurement of the hip joint angle. Attachment position of the gyroscope to the trunk was also examined in walking experiment.

### 2. METHODS

To find out better attachment position of the sensor, four piezoelectric gyroscopes (Murata, ENC-03J) were attached to the trunk (chest: G1, umbilicus: G2, waist: G3 and lumbar: G4) and a gyroscope was attached to the right thigh (G5) as shown in Figure 1. Each gyroscope measured one-degree of angular velocity. The hip joint angle was calculated by using the outputs of the gyroscopes considering rigid-body dynamics as follows:

$$\theta_{hip} = \int (\dot{\theta}_{thigh} - \dot{\theta}_{trunk}) dt \quad (1)$$

where  $\dot{\theta}_{thigh}$  and  $\dot{\theta}_{trunk}$  are angular velocity of the thigh and the trunk respectively. That is, the hip joint angle was calculated by the output of one of the four gyroscopes and that of G5. A trapezoidal rule was adopted as the method of numerical integration. A possible reason of error in the joint angle calculation was the offset in the outputs of the gyroscopes. In order to remove the error in the joint angle calculation, the influence by the offset

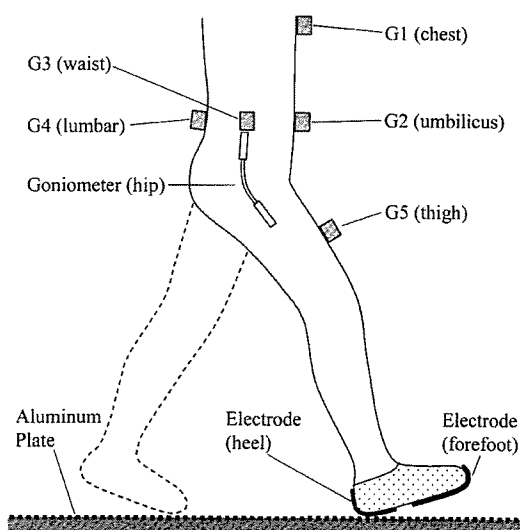


Figure 1: Attachment positions of the sensors for the measurement.

in the outputs of the gyroscopes was removed by the offline data processing. In order to evaluate the value of the joint angle calculated by the outputs of the gyroscopes, a goniometer (Penny & Gilles, ADU301A) was used to measure the hip joint angle simultaneously. The G1-G4 and the goniometer were attached on clothes and the G5 was attached directly on the skin. The sensor signals were amplified, low-pass filtered (2nd, 22.6Hz, Q=0.71) and sampled at 120 Hz.

Two aluminum electrodes and an aluminum plate were used to detect gait phases during the walking experiment. The foil form aluminum electrodes were attached to the forefoot and the heel of a shoe. The aluminum plate put on the floor was the length of 8 m with the width of 1 m. Four gait phases (mid stance, heel-off, swing and heel-strike) were detected by electric contact condition between the electrodes and the plate [4].

Three healthy subjects participated in the experiments. Their tasks were to walk with normal and slow speed on the aluminum plate. The subjects were able to do about 6-8 steps by the right leg in one trial of the walking. The measured data were analyzed offline using a personal computer.

### 3. RESULTS

The measured data together with the four gait phases were shown in Figure 2. The output of the gyroscope was different according to the attachment position of the trunk. The amplitude of the angular velocity measured by the gyroscope on the thigh (G5) was large compared to other ones.

The comparisons between the joint angle measured with the goniometer and calculated value by using the outputs of the gyroscopes were shown in Figure 3. The waveform of the joint angle calculated by the output of the gyroscopes looked like that measured with the goniometer. The difference of the joint angle between the calculation with the gyroscopes and the measurement with the goniometer was evaluated by Root Mean Square difference (RMS) and by correlation coefficient (CC). The RMS and the CC are shown in Table 1. The values of the RMS and the CC were mean values of 10 measured data under the condition of the normal speed walking. They showed that the gyroscopes could measure the hip joint angle as same as the goniometer. The G4 resulted in the smallest RMS and highest correlation in subject A and subject C, although there was no significant difference with t-test between result of the G4 and those of other gyroscopes. The same analysis for the data under

the condition of the slow speed walking showed the similar results as those for the normal speed walking.

### 4. DISCUSSION

The value of the hip joint angle calculated by the gyroscopes was close to the measured value with the goniometer. The RMS and the CC in calculation of the hip joint angle using the G4

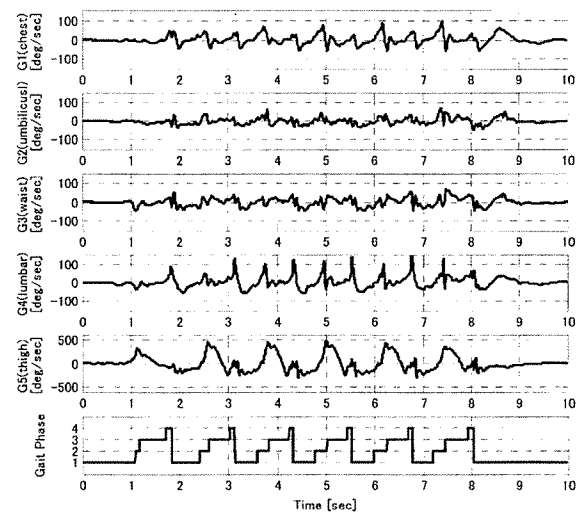


Figure 2: Angular velocities measured with the gyroscopes (subject A, normal speed walking). The attachment positions of each gyroscope were referred to the fig.1. Gait phase: 1) mid stance, 2) heel-off, 3) swing and 4) heel-strike.

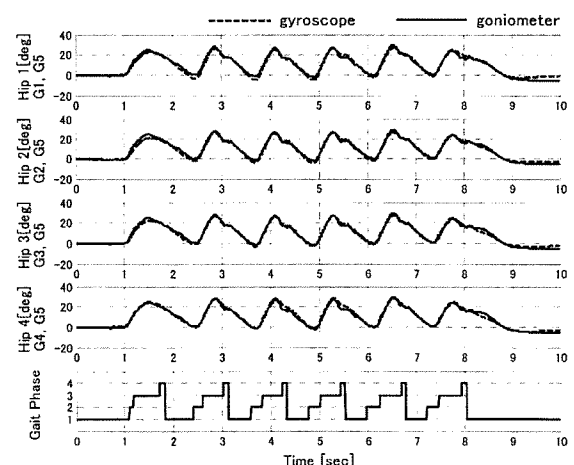


Figure 3: Comparison between the hip joint angle measured with goniometer and calculated value by using the outputs of the gyroscopes (subject A, normal speed walking). The gyroscopes used in the calculation: Hip1:G1&G5, Hip2:G2&G5, Hip3: G3&G5, Hip4:G4&G5. Gait phase: 1) mid stance, 2) heel-off, 3) swing and 4) heel-strike.

Table 1 The RMS and the CC between the hip joint angle calculated by the outputs of the gyroscopes and the one measured with the goniometer in normal speed walking.

gyro.	subject A		subject B		subject C	
	RMS	CC	RMS	CC	RMS	CC
G1,G5	1.87°	0.987	2.42°	0.970	2.73°	0.984
G2,G5	1.88°	0.987	2.79°	0.964	1.36°	0.988
G3,G5	1.61°	0.987	2.30°	0.973	1.40°	0.991
G4,G5	1.44°	0.991	2.44°	0.965	1.21°	0.991

were 1.70° and 0.982 respectively on the mean value of the three subject's data. These values were better than those of the knee (3.00°, 0.991) and the ankle joint angle (2.90°, 0.951) [5].

Two gyroscopes and one goniometer were attached together to one axis mechanical arm, and the angle was measured simultaneously when the arm operated [5]. As the result, there was a very small RMS and very high correlation (1.43°, 0.999) between the angle calculated by the outputs of the gyroscopes and the one measured with the goniometer. There was a little difference between the hip joint angle calculated by the outputs of the gyroscopes and the one measured with the goniometer in the walking experiment. The difference was considered to be caused due to the attachment of the sensors to the body.

## 5. CONCLUSIONS

In this paper, we examined the simple measurement method of the hip joint angle by using the gyroscopes attached to the trunk and the thigh. The result of the walking analysis with the normal subjects showed that the method could measure the hip joint angle with sufficient accuracy. It was also suggested that the lumbar region is preferable to attach the gyroscope on the trunk.

## References

- [1] T.Bajd, A.Kralj, M.Štefančič and N.Lavrač, "Use of Functional Electrical Stimulation in the Lower Extremities of Incomplete Spinal Cord Injured Patients," *Artificial Organs*, Vol.23, No.5, pp. 403-409, 1999.
- [2] T.Bajd, I.Cikajlo, R.Šavrin, R.Erzin and F.Gider, "FES Rehabilitative Systems for Re-Education of Walking in Incomplete Spinal Cord Injured Persons," *Neuromodulation*, Vol.3, No.3, pp. 167-174, 2000.

- [3] N.Furuse, I.Cikajlo and T.Bajd, "Training of foot contact phase during FES assisted walking," *Proc. of the International Federation for Medical & Biological Engineering*, pp.686-689, 2001.
- [4] N.Furuse, T.Watanabe and N.Hoshimiya, "Gait Re-education System for Incomplete Spinal Cord Injured Patients -Measurement of Leg Joint Angles by Piezoelectric Gyroscope-," *Proc. of the 9th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, pp.395-397, 2004.
- [5] N.Furuse, T.Watanabe and N.Hoshimiya, "Simplified Measurement Method of Lower Limb Joint Angles by using Piezoelectric Gyroscopes," *Trans. of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering*, Vol.43, No.4, pp.538-543, 2005(in Japanese).

## Acknowledgments

This study was partly supported by the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology of Japan under a Grant-in-Aid for Scientific Research, and the Ministry of Health, Labour and Welfare under the Health and Labour Sciences Research Grants (Comprehensive Research on Disability Health and Welfare).

## “BRAIN SWITCH” BCI SYSTEM BASED ON EEG DURING FOOT MOVEMENT IMAGERY

S. Kanoh<sup>1</sup>, R. Scherer<sup>2</sup>, T. Yoshinobu<sup>1</sup>, N. Hoshimiya<sup>3</sup>, G. Pfurtscheller<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Engineering, Tohoku University, Sendai, Japan

<sup>2</sup>Institute for Knowledge Discovery, Graz University of Technology, Graz, Austria

<sup>3</sup>Tohoku Gakuin University, Sendai, Japan

E-mail: kanoh@ecei.tohoku.ac.jp

**SUMMARY:** EEG-based asynchronous brain-computer interface (BCI) system to realize binary switch by using simple thresholding of EEG beta band power was tested on six healthy subjects. EEG signal was measured from a bipolar channel on the vertex of the head, and was band-pass filtered, squared and smoothed on-line to extract the band power of beta oscillation. Subjects were requested to imagine foot movement, and if the band power exceeded a pre-defined threshold value, a command was generated. It was shown that two subjects out of six were able to induce bursts of beta oscillations by foot movement imagery, and binary commands could be detected in higher correct rates by these subjects.

### INTRODUCTION

To provide better communication abilities to severely paralyzed patients, the EEG-based asynchronous (user-driven) brain-computer interface (BCI) that enabled binary switch by detecting the patients' foot motor imagery was studied.

We have developed a BCI to realize binary switch by detecting bursts of beta oscillation. Such a system, so called “Brain Switch”, has been applied successfully to one paralyzed patient for controlling external FES (functional electrical stimulation) system [1].

In previous BCI studies, it was common to extract and classify features from preprocessed multi-channel EEG data by complex mathematical data analyses for increasing both information transfer rate and accuracy of the obtained commands. But for robust and easy-to-apply BCI for paralyzed patients, the binary switch with only a single channel would be reasonable.

In this study, the “Brain Switch” was tested on six healthy subjects to show the applicability of this system.

### MATERIALS AND METHODS

Six healthy subjects took part in the experiments. From each subject, bipolar EEG (Cz-FCz) was measured by two Ag-AgCl electrodes with a forehead ground. Measured signal was amplified (sensitivity  $50\mu\text{V}$ ) between 0.5 and 100 Hz with a biosignal amplifier and sampled with 250 Hz.

In the present method, the power increase of beta oscillation elicited by foot movement imagery was detected as a command. To estimate the band power of beta oscillation, signal was processed on-line by bandpass filtering (20–30 Hz), squaring and smoothing (moving average: 1 s). A white bar (power bar), whose length

was proportional to the calculated power value, was displayed onto a LCD display as a feedback.

The experiments consisted of two parts. One was a free training session, in which subjects were requested to control the length of the power bar by foot movement imagery on his/her own pace. It was intended to help subjects to develop their own mental strategy for motor imagery. The other was a cue-based training session. Subjects were instructed to imagine foot movement during the presence of cue (from 0 to 6 s) onto the display, and to try and keep the length of the power bar longer during imagination.

To subjects with significant increase of beta band power during imagery, the free/cue-based training with command detection were applied. In these paradigms, the total numbers of desired/undesired detections were displayed together with the power bar. Beep signals were also presented when the events were detected as commands.

The criteria to detect events of motor imagery was as follows [1, 3]: An event was detected if the band power of beta oscillation exceeded a pre-defined threshold value for a certain time period (dwell time). To avoid undesired successive detections, refractory period was taken into account. These three parameters for command detection were initially set by ROC analysis [3], and were adjusted according to subjects' performances.

In this study, the change of beta band power due to foot movement imagery was evaluated for detecting commands. Generally, mu oscillation whose frequency range is similar to that of occipital alpha oscillation is also responsible to motor imagery. But this component was not used for detection, because it was very hard to separate it from alpha oscillation by using a single channel bipolar signal.

### RESULTS AND DISCUSSION

From two subjects, significant bursts of ERS and ERD (event-related (de)synchronization [2]: increase and decrease of magnitude on specific frequency range) were observed. A weak ERD on wider frequency range (mu and lower beta bands) was observed from the rest four subjects.

An example of time-frequency map of EEG activity on cue-based training is shown in Figure 1. As shown in this figure, the following ERS and ERD components could be observed from those two subjects: (a) ERD after onset of motor imagery on lower beta band (20–25 Hz), which was related to motor planning, (b) sus-

tained ERS on upper beta band (25–30 Hz), (c) sustained ERD on mu band, (d) ERS after offset of motor imagery (rebound) on lower beta band.

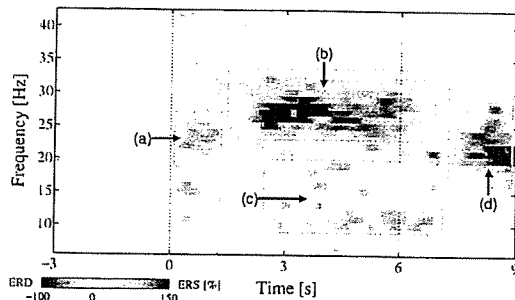


Figure 1: An example of time-frequency map of EEG activity related to foot movement imagery task during cue-based training for one subject. ERD (a and c), ERS (b and d).

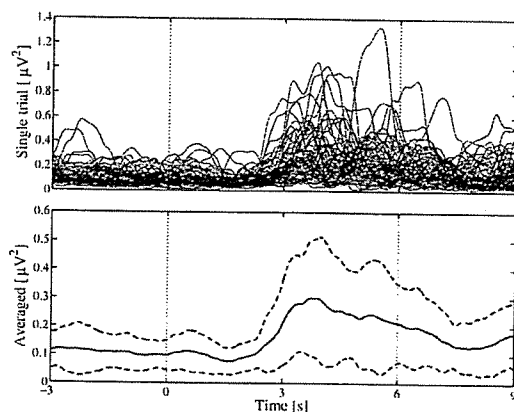


Figure 2: Single trial (upper) and averaged (lower, with standard deviation) band power of beta oscillation (25–30 Hz) induced by foot movement imagery for one subject.

Especially, the band power of upper beta range activities during foot motor imagery (b) was slightly stronger on these two subjects. The single-trial and averaged band power activities on this frequency range are shown in Figure 2 (results in Figure 1 and Figure 2

were given from the same data). As shown in this figure, an increase of upper beta (25–30 Hz) band power was observed from both single-trial and averaged activities.

The two subjects above participated in the experiments with command detection. Events were treated as true positives if it were detected during imagery period, otherwise they were treated as false positives. By these experiments, it was shown that the true events of foot motor imagery were detected with a probability of 60–90%.

## CONCLUSION

Applicability of the EEG-based asynchronous BCI system to realize a binary switch was tested on six subjects. It was shown that the bursts of EEG beta oscillations in the vertex of the head were induced by foot movement imagery on two subjects, and binary commands based on motor imagery could be detected in higher correct rates from these subjects. The present system detects foot motor imagery by simple thresholding, and it requires only one bipolar channel (three electrodes) for measurement. The “Brain Switch” would be a robust and easy-to-apply BCI system for paralyzed patients. Investigation of training effect and development of training strategies to improve the performance are left to future study.

## REFERENCES

- [1] Pfurtscheller G, Müller-Putz GR, Pfurtscheller J, Rupp R. EEG-based asynchronous BCI controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2005; 19: 3152–3155.
- [2] Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol*, 1999; 110: 1842–1857.
- [3] Townsend G, Graimann B, Pfurtscheller G. Continuous EEG classification during motor imagery – Simulation of an asynchronous BCI. *IEEE Trans Neural Syst Rehab Eng*, 2004; 12(2): 258–265.



# 片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法：床反力を考慮したモデルシミュレーション

柴田 聡\* 渡邊 高志\*\* † Achmad Arifin\*\*\* 吉澤 誠\*\* 星宮 望†

\* 東北大学大学院工学研究科, 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

\*\* 東北大学情報シナジーセンター, 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

\*\*\* Institute of Technology "Sepuluh Nopember", Surabaya 60111, Indonesia

† 東北学院大学, 仙台市青葉区土樋 1-3-1

‡ email: nabe@isc.tohoku.ac.jp

## 要旨

我々は、これまで、機能的電気刺激 (FES) を用いて片麻痺者の遊脚期を制御するための cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器を提案し、計算機シミュレーションによってその有効性を示してきた。しかし、簡単化のため、足部と床との接触を省略した遊脚のモデルを用いていたため、実際の応用を想定したモデル化が課題であった。そこで本報告では、立脚及び遊脚からなる筋・骨格モデルと床面モデルの構築を最初に行った。そして、ファジィ制御器による遊脚期の制御について、離床や着床を含めながら、構築したモデルを用いた計算機シミュレーションにより検討した。まず、ファジィ制御器の一部を改良し、筋・骨格系の特性が異なる患者にも適用可能にした。そして、床反力の影響がある場合でも、これまでに開発してきたファジィ制御器が有効であることを確認し、足関節底屈力に応じて刺激スケジュールを修正することがより有効になることを示した。

## 1. はじめに

我々の研究グループでは、機能的電気刺激 (FES) による歩行再建において、cycle-to-cycle 制御に基づく片麻痺者の遊脚期の制御に着目してモデルシミュレーションによる検討を行ってきた[1]。これまでに、片麻痺者の麻痺側の遊脚期の股関節角度と膝関節角度と足関節角度を制御するファジィ制御器を提案し、その有効性を示してきたが、用いたモデルは麻痺側が遊脚期にある状態のみに着目し、立脚 (健側) の運動は十分に遅いものとして遊脚 (麻痺側) に推進力を与えないものと仮定し、簡略化したモデルであった。また、床面との接触を考慮していなかったため、離床や着床、麻痺側が遊脚期から立脚期に切り替わる状態の検討は行っていない。

本報告では、床面と足部の接触や麻痺側が遊脚期から立脚期へ切り替わる状態を含めて、計算機モデルシミュレーションにより FES 制御法について検討を継続するために、立脚 (健側) が遊脚 (麻痺側) に推進力を与えたり、床面との接触による床反力が与えられたりするモデルの構築を最初に行った。これを用いて、順動力学問題を解くことで麻痺側が遊脚期の状態における着床を含めた FES 歩行について、計算機シミュレーションにより検討を行った。

## 2. 歩行モデルの構築

### 2. 1 遊脚期の筋・骨格モデル

麻痺側が遊脚の場合の骨格モデルとして、図1のように、遊脚 (麻痺側) の足、下腿、大腿、立脚 (健側) の大腿、下腿の5つのセグメントと、それらを連結する左右の足関節と膝関節、股関節から構成した。なお、全ての関節は矢状面内のみに可動域を持つ蝶番関節とした。また、対象を歩行中の下肢に限定し、左右対称であること、立脚 (健側) の足部は動作を通して地面に固定であることを仮定した。頭部や体幹、上肢は1つの質点で表現し、その全質量を股関節上に集中させ、上体の向きは鉛直方向とした。各セグメントの質量は、セグメントの中央に1つの質点として集中させた[2]。遊脚の足部については、足の甲の部分に質点を集中させたセグメントとしたが、図2に示すように、踵の位置は足関節からの長さ ( $L_p$ ) を与えて決定した[3]。立脚の踵の位置も同様に決定した。関節トルクの符号は、全て反時計回りを正とした。セグメントの質量や長さなどのパラメータ値は文献[4]を用いた。

関節トルク  $\tau$  は、電気刺激によるトルク  $\tau_{CE}$  と受動粘弾性要素によるトルク  $\tau_p$  の和として次式で求め

た[5].

$$\tau = \tau_{CE} + \tau_p \quad (1)$$

$\tau_{CE}$ は、電気刺激により発生する筋収縮力  $F_{CE}$  とモーメントアーム（固定）との積により求め、 $F_{CE}$ は、筋の活動度、長さ-張力関係[6]、収縮速度-張力関係[7]、最大筋張力  $F_{max}$  で表される Hill 型モデルにより求めた。なお、電気刺激による筋の活動度は、刺激強度に対する筋のリクルートメント特性[8]と活性化ダイナミクス[9]により求めた。受動粘弾性要素によるトルク  $\tau_p$  は、文献[10]を参考にして各関節での運動毎に(2)式で記述し、これにより関節可動域も表現した。

$$\tau_p = -k_{i1} \exp\{k_{i2}(\theta_i + k_{i3})\} + k_{i4} \exp\{-k_{i5}(k_{i6} + \theta_i)\} - c_i \dot{\theta}_i \quad (2)$$

ここで、 $k_{i1} \sim k_{i6}$  および  $c_i$  は、関節毎に異なる係数であり、文献[11]を参考にした。

運動方程式は Lagrange 法により導出した。モデルに使用した筋は、各関節での各運動における主動筋となるものを選択した (表 1)。

## 2. 2 床面モデル

床面モデルは、つま先と踵の各々に働くとし、作用点に働く力の  $x$  成分  $f_g^x$  と  $y$  成分  $f_g^y$  を(3)式で表現した[11].

$$f_g^x = \begin{cases} -k^G(x_g - x_g^0) - c^G \dot{x}_g & (y_g \leq 0) \\ 0 & (y_g > 0) \end{cases}$$

$$f_g^y = \begin{cases} -k^G y_g + c^G f_{max}(-\dot{y}_g) & (y_g \leq 0) \\ 0 & (y_g > 0) \end{cases} \quad (3)$$

$$f_{max}(x) = \max(x, 0)$$

ここで、 $k^G$ 、 $c^G$  は係数で踵とつま先で値が異なるとし、 $x_g$ 、 $y_g$  は踵とつま先においてそれぞれ  $x_g^{heel}$ 、 $y_g^{heel}$ 、 $x_g^{toe}$ 、 $y_g^{toe}$  として与えられる床反力作用点位置 (図 2)、 $x_g^0$  は接地した瞬間の床反力作用点位置である。このモデルでは、立脚の踵の  $y$  座標を 0 として与え、遊脚の足部の床反力作用点位置の  $y$  座標が 0 以下ならば、床面モデルが作用するものとした。この床面モデルによって得られた床反力を(4)式により等価関節トルクに変換した[12].

$$\tau = J^T F \quad (4)$$

ここで  $\tau$  は各関節トルクのベクトル、 $J$  はヤコビ行列、 $F$  は作用点に働く力のベクトルである。

## 3. 計算機シミュレーション

### 3. 1 方法

前述の筋・骨格モデルを利用し、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器[1]による遊脚期の制御に関する計算機シミュレーションを行った。片麻痺者を想定しているため、立脚 (健側) の各関節角度は健常者の歩行時の立脚の股関節位置と膝関節位置の軌道を再現する角度をモデルに合わせて修正したものを入力し、遊脚の各関節角度の初期値は健常者の歩行における対応する関節角度と一致さ

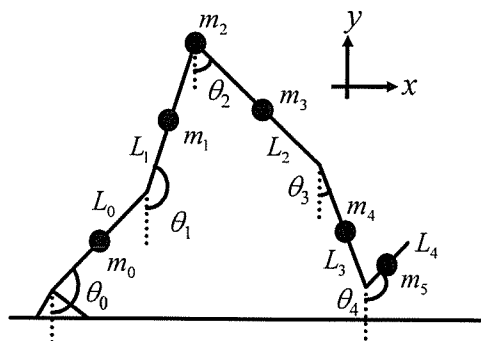


図 1 遊脚期の骨格モデル ( $\theta_0 \sim \theta_4$ : 鉛直方向からの振れ角,  $L_0 \sim L_4$ : 各セグメント長,  $m_0 \sim m_4$ : 各セグメント質量を集中させた質点)

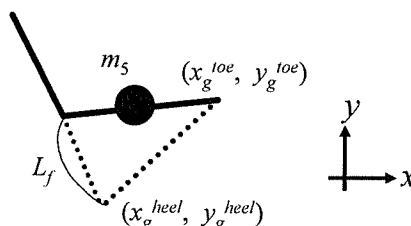


図 2 遊脚の足部における踵の位置および床面モデルの作用時の座標

表 1 モデルに含めた筋とその作用

主動筋	作用
ヒラメ筋	足関節の底屈
前脛骨筋	足関節の背屈
腓腹筋	足関節の底屈, 膝関節の屈曲
大腿直筋	股関節の屈曲, 膝関節の伸展
広筋群	膝関節の伸展
ハムストリングス	股関節の伸展, 膝関節の屈曲
腸腰筋	股関節の屈曲
大臀筋	股関節の伸展

せた。

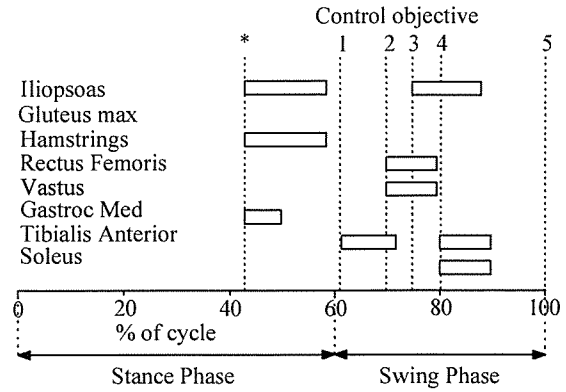
cycle-to-cycle 制御では、電気刺激パルス列を印加する時間 TB を調整し、遊脚期の特徴的な点での角度を制御する。つまり、関節の最大屈曲角度などを制御対象とし、現在の cycle におけるその角度と対応する目標角度の誤差をフィードバック信号として次の cycle の TB を調整し、電気刺激を印加する。本研究で制御する関節角度は、歩行の遊脚期の股関節の最大屈曲角度、膝関節の最大屈曲角度、足関節の最大背屈角度と最大底屈角度、遊脚期の最終姿勢（着床）における各関節角度とした[1]。また、健常者の歩行時の関節角度を計測した結果から、各目標関節角度について歩行中の平均と標準偏差を算出し、その標準偏差を基に制御の許容誤差  $\Delta\theta$  を各制御対象について定め、関節角度誤差が  $\pm\Delta\theta$  の範囲に入ったら関節角度の制御ができていたものと見なした[1]。

ここで、本報告で構築した筋・骨格モデルでは、受動粘弾性要素のパラメータ値を文献[11]を参考に調整した結果、cycle-to-cycle 制御による足関節制御において最大底屈角度が検出されず、つま先が初期姿勢から最終姿勢に向けて重力の影響を受けて単調に底屈する場合があった。これに対して、健常者の歩行では、遊脚期の最大膝屈曲角度の約 70% の角度で足関節の最大底屈が生じていたことから、これを参考にして足関節制御器を改良した。つまり、 $n$  歩 ( $n$  cycle) 目で足関節の最大底屈角度が検出されなかった場合、次の  $n+1$  歩 ( $n+1$  cycle) 目では、初期姿勢から膝関節の最大屈曲角度が検出されるまでの間で、膝関節角度 ( $\theta_{knee}[n+1]$ ) が一つ前の cycle での最大膝屈曲角度 ( $\theta_{knee\_max}[n]$ ) に対する 70% の角度に達すると、足関節の最大背屈角度に向けて前脛骨筋への電気刺激が印加されるように制御を変更した。なお、 $\theta_{knee}[n+1]$  が  $\theta_{knee\_max}[n]$  の 70% に達する前に足関節の最大底屈が検出された場合には、それを優先させた。

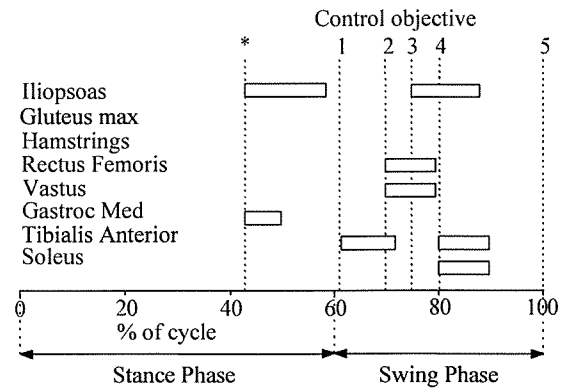
最初に、これまでの研究[1]と同様に、図 3(a)の電気刺激スケジュールを用いて、各筋の TB の初期値を 0 s として 50 歩分のシミュレーションを行った。被刺激筋は、先行研究[1]との比較のため、表 1 における大殿筋以外とし、電気刺激を印加した。ただし、ここでの計算機シミュレーションでは、床面モデルを適用しないで先行研究の制御法と改良型の制御法の比較を行った。

次に、改良型の制御法を用いて、床面モデルを適用して遊脚期制御の検討を行った。このとき、遊脚（麻痺側）に対して、筋が発生する関節トルクに加えて床反力による関節トルクが加わるため、遊脚期開始時にハムストリングスの電気刺激を印加する必要の無いことが考えられる。そこで、床反力を考慮した、より現実的な電気刺激スケジュールとして図 3(b)も検討した。

なお、計算機シミュレーションの時間ステップは  $5 \times 10^{-6}$  s とし、制御結果は 20 ms ごとに測定した。微分方程式の解法として 4 次のルンゲクッタ法を用いた。また、麻痺患者が数メートル歩いているうちに、制御された各関節角度が定常状態になっていることが望ましいと考え、ファジィ制御器の出力ファジィメンバーシップ関数の値を、制御する各関節角度が 20 cycle 程度で定常状態に近づくように試行錯誤的に調整した。



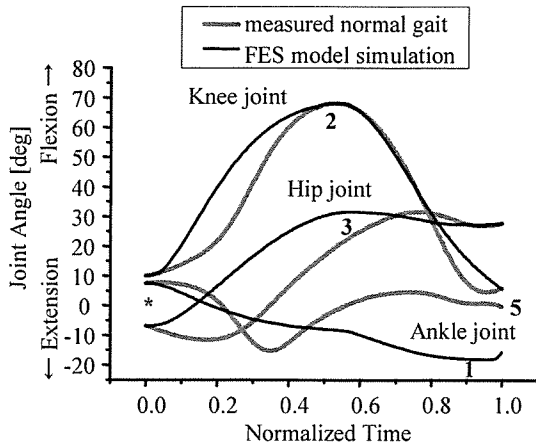
(a) これまでに作成されたスケジュール



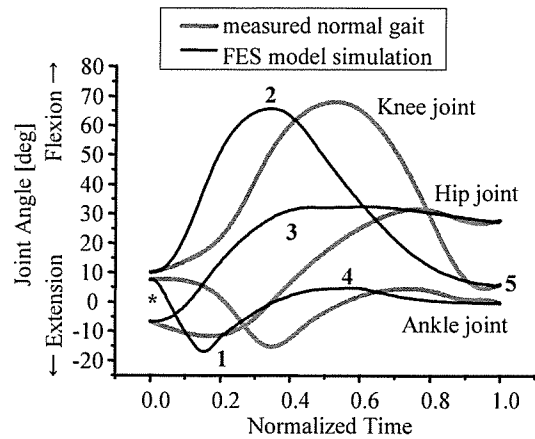
(b) ハムストリングスを除いた場合

図 3 電気刺激スケジュール

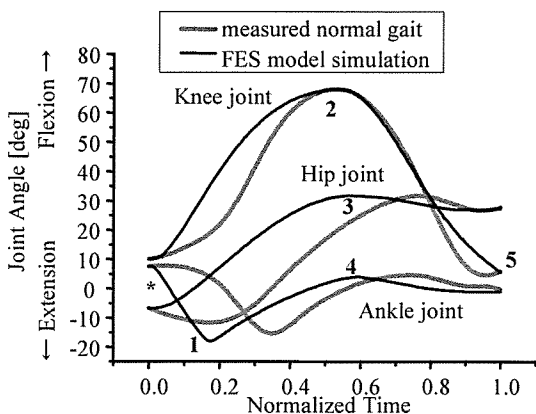
\* : 遊脚期開始, 1 : 足関節の最大底屈角度の検出時, 2 : 膝関節の最大屈曲角度の検出時, 3 : 股関節の最大屈曲角度の検出時, 4 : 足関節の最大背屈角度の検出時, 5 : 遊脚期の最終姿勢（着床）



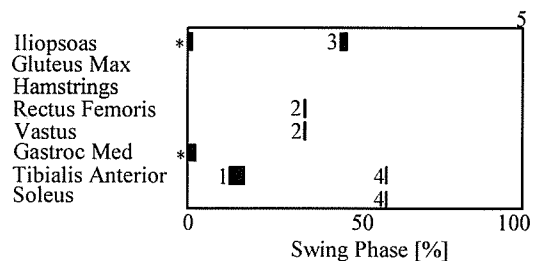
(a) 従来の制御器



(a) 各関節の角度軌跡 (角度の定義は図 4 を参照)

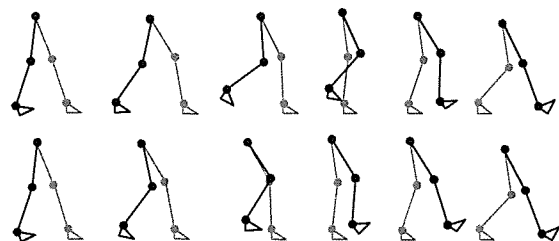


(b) 改良した制御器



(b) 得られた電気刺激バーストパターン  
\*, 1~5 は, control objective を表す.

図 4 床反力を考慮しない場合の制御結果. 股関節角度:鉛直方向から屈曲方向を正, 膝関節角度:大腿部の延長線と下腿部の為す角について屈曲方向を正, 足関節角度:足部の甲と下腿部の延長線が為す角について  $90^\circ$  を  $0^\circ$  として屈曲方向を正としてプロットした. \*, 1~5 は, 図 3 の control objective を参照.



(c) 健常者 (上) とモデル (下) の stick picture (200ms 毎, 黒:麻痺側, 灰色:健側)

### 3. 2 結果

最初に, 図 3(a)の刺激スケジュールを用いて, 床面モデルを適用しない場合の従来の制御法と改良型の制御法による 20 cycle 目の制御結果の関節角度軌跡を図 4 に示す. 図 4(a)より, 従来の制御法では遊脚開始直後の最大底屈角度が検出されず, つま先が初期姿勢から最終姿勢に向けて重力の影響を受けて単調に底屈している様子を確認できる. 一方, 足関節の制御器を改良した場合の制御結果が図 4(b)であり, 足関節の最大底屈角度の制御が適切に行えることが確認できる. 足関節の最大底屈角度の制御が適切に行われたことにより, その後の足関節の最大背屈角度および遊脚期の最終姿勢(着床)の角度の制御も適切に行えるようになり, 患者の筋・骨格系の特性が変わっても改良型の制御法によって適切に制御を行えることを期待できる.

次に, 床面モデルを適用した計算機シミュレーションにより改良型の制御法適用した結果では, いずれの刺激スケジュールでも 10 cycle 程度で制御角度が許容誤差範囲内に達することを確認でき, 定常状態では, 両方のスケジュールにより制御結果に差はみられなかった. ハムストリングスへの電気刺激を除去した電気刺激スケジュール(図 3(b))を用いて制御した場合の 20 cycle 目の制御結果を図

図 5 図 3(b)の電気刺激スケジュールによる 20 cycle 目の制御結果

5に示す。ハムストリングスへの電気刺激を印加しない場合でも、20 cycle目において各関節角度は適切に制御できていることがわかる。

一方、制御開始初期の過渡的な状態においては、刺激スケジュールの違いにより制御結果に差がみられた。図6は、膝関節角度の制御結果を示すが、遊脚（麻痺側）の足関節の底屈による蹴り出しの力（床反力）によって膝関節が受動的に屈曲するため、図3(a)の刺激スケジュールの場合には、制御の初期段階では過剰な膝屈曲が生じ、足関節の最大底屈角度が目標角度へ近づくにしたがって、膝関節も最大屈曲角度の目標角度へ近づいていく様子が確認された。一方、ハムストリングスへの刺激を除いたスケジュール（図3(b))の場合には、ハムストリングスによる過剰な膝屈曲が生じないので、単調に目標値へ到達した。

#### 4. 考察

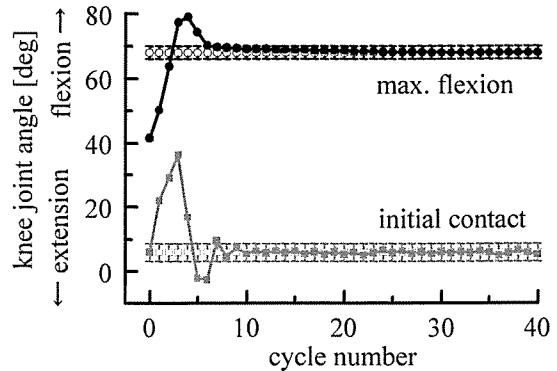
本報告では、構築した筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションで、足関節の受動粘弾性要素のパラメータ値が変わると、先行研究の制御法では対処できない場合があることを新たに確認し、制御法に改良を加えた。この改良型の制御法により適切に制御が行えることが確認できたので、臨床応用において患者によって麻痺の程度や筋・骨格系の特性が変わる場合でも本制御器は有効になると考えられる。

本報告での結果より、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器が、床反力を考慮した場合でも有効であることを確認できた。足関節底屈による床反力が生じる場合には、これまでに作成された電気刺激スケジュールからハムストリングスへの刺激を除いた方が、過渡的な状態で過剰な屈曲や伸展が生じにくく、また、被刺激筋が少なく済むので有効であると考えられる。一方、足関節底屈による床反力は、遊脚期開始から膝関節の最大屈曲までの運動に補助的な力として働くと考えられ、足関節底屈力が弱く、十分な蹴り出しが得られない場合には、ハムストリングスへの刺激を含むこれまでの電気刺激スケジュールの方が有効であるといえる。

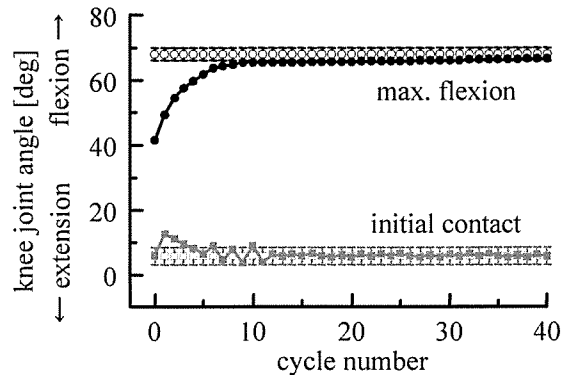
今回の計算機シミュレーションでは、標準的な被験者を想定し、制御器パラメータを事前に調整している。筋・骨格系の特性が異なる場合については、以前の計算機シミュレーションでの検討結果から、我々が提案したメンバシップ関数の自動調整機能を有するファジィ制御器を用いることで対応できると思われる[1]。しかし、制御開始初期の過剰な屈曲や伸展に対しては、そのような自動調整だけでは対応できない場合があると思われるので、被験者の筋・骨格系の特性に応じた刺激スケジュールを用いる方が、より適切であると考えられる。

#### 5. おわりに

本報告では、床反力を考慮してFES歩行制御を検討するために、筋・骨格モデルと床面モデルの構築を最初に行った。構築した筋・骨格モデルを用いて、先行研究で提案したcycle-to-cycle制御法に基づくファジィ制御器による遊脚期のFES制御に関する計算機シミュレーションを行った結果、筋・骨格系の特性によっては適切に制御できない場合があることを確認し、足関節制御器の改良を行った。これにより、被験者の筋・骨格系の特性が異なる場合でも適切に制御できることが確認された。



(a) ハムストリングスを含む場合



(b) ハムストリングスを除いた場合

図6 以前に作成した電気刺激スケジュールによる膝関節角度の制御結果（床面モデルを適用した場合の最初の40 cycle）。黒色シンボルは制御結果、白色シンボルは目標角度、エラーバーは $\Delta\theta$ を表す。

次に、床面モデルを適用することにより、遊脚期開始における床反力が遊脚に及ぼす影響をモデルに反映させることを可能にし、より現実的な歩行状態をシミュレーションできるようにした。床反力を考慮して、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御を行った結果、これまでに作成した刺激スケジュールでも動作を再建可能であることを確認したが、過渡的な状態では過剰な屈曲や伸展が生じる可能性があることが確認され、足関節の底屈力を考慮して刺激スケジュールを修正する方が有効であることを示した。

## 謝辞

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業）、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究(B)）の補助を受けた。記して感謝する。

## 参考文献

- [1] A.Arifin, T.Watanabe, 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, E89-D(4), pp.1525-1533, 2006.
- [2] M.G.Pandy, N.Berne: "A numerical method for simulating the dynamics of human walking," J.Biomechanics, 21(12), pp.1043-1051, 1988.
- [3] G.T.Yamaguchi, F.E.Zajac: "Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation : A computer study," IEEE Trans. Biomed. Engng. ,37(9), pp.886-902, 1990.
- [4] N.Ogihara, N.Yamazaki: "Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model," Biol. Cybern., 84, pp.1-11, 2001.
- [5] 渡邊高志, 帖佐征一, 吉澤 誠, 星宮 望: "機能的電気刺激 (FES) による麻痺上肢制御法の開発における筋骨格モデルの利用", 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.135-138, 2004.
- [6] B.M.Nigg, W.Herzog: "Biomechanics of the Musculo-skeletal system," John Wiley & Sons, Inc., 1995.
- [7] G.M.Eom, T.Watanabe, R.Futami, N.Hoshimiya, Y.Handa: "Computer-aided generation of stimulation data and model identification for functional electrical stimulation (FES) control of lower extremities," Frontiers Med. Biol. Engng, 10(3), pp.213-233, 2000.
- [8] M.Vevy, J.Mizrahi, Z.Susak: "Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation," J. Biomed. Engng, 12, pp.150-156, 1990.
- [9] M.G.Pandy, B.A.Ganer, C.Anderson: "Optimal control of non-ballistic muscular movements- a constraint-based performance criterion for rising from a chair," J. Biomech. Engng, 37, pp.15-26, 1995.
- [10] D.T.Davi, M.L.Audu: "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait," J. Biomech., 20, pp.187-201, 1987.
- [11] 長谷和徳, 山崎信寿: "神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた実 2 足歩行類似運動の生成", 計測自動制御学会論文集, 33(5), pp.448-454, 1997.
- [12] 日本ロボット学会: "ロボット工学ハンドブック", コロナ社, pp.214-216, 1990.
- [13] 長谷和徳, 山崎信寿: "神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた実 2 足歩行類似運動の生成", 計測自動制御学会論文集, 33(5), pp.448-454, 1997.

## 片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法 —モデルシミュレーションによる表面電気刺激用データの検討—

渡邊 高志\* 柴田 聡\*\* Achmad Arifin† 吉澤 誠\* 星宮 望†

\* 東北大学情報シナジーセンター 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

\*\* 東北大学大学院工学研究科 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

† Institute of Technology "Sepuluh Nopember" Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111, Indonesia

‡ 東北学院大学 〒980-8511 仙台市青葉区土樋 1-3-1

E-mail: \* nabe@isc.tohoku.ac.jp

あらまし 片麻痺者の歩行遊脚期を機能的電気刺激 (FES) により制御する方法として、これまでに、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器を提案し、その有効性を計算機シミュレーションにより示してきた。しかし、深部筋も刺激対象としていたため、広く利用可能な表面電気刺激には適用できていない。本報告では、本制御法で表面電極を使用する場合について計算機シミュレーションにより検討した。大腿直筋による制御角度を膝関節角度から股関節角度に変更し、ハムストリングスへの刺激を追加することで、表面電気刺激を用いても本制御法を適用可能であることが示された。

キーワード 機能的電気刺激, FES, 歩行, ファジィ制御, 表面電極

## FES Control Method of the Swing Phase of Hemiplegic Gait based on Cycle-to-Cycle Control

—Model Simulation Study on Stimulation Data for using Surface Electrode—

Takashi WATANABE\* Satoshi SHIBATA\*\* Achmad Arifin†

Makoto YOSHIZAWA\* and Nozomu HOSHIMIYA‡

\* Information Synergy Center, Tohoku University 6-6-05 Aramaki Aza Aoba, Aoba-ku, Sendai, 980-8579 Japan

\*\* Graduate School of Engineering, Tohoku University 6-6-05 Aramaki Aza Aoba, Aoba-ku, Sendai, 980-8579 Japan

† Institute of Technology "Sepuluh Nopember" Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111, Indonesia

‡ Tohoku Gakuin University 1-3-1 Tsuchitoi, Aoba-ku, Sendai, 980-8511 Japan

E-mail: \* nabe@isc.tohoku.ac.jp

**Abstract** We proposed a fuzzy controller based on the cycle-to-cycle control for controlling the swing phase of hemiplegic gait by using functional electrical stimulation (FES). The controller was found to be effective in the previous computer simulation studies. However, surface electrode stimulation could not be used because a deep muscle was included for the control. In this study, the control method was modified, in which control target of the rectus femoris was changed to the hip joint angle and stimulation to the hamstrings was added at the beginning of the swing. Computer simulation showed that the control method could be applied using surface electrode.

**Keyword** functional electrical stimulation, FES, gait, fuzzy control, surface electrode

### 1. はじめに

我々は、機能的電気刺激 (FES) を用いて片麻痺者歩行の遊脚期を制御するための cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器を提案し[1], 筋・骨格モデルと床面モデルを構築して、提案した制御器の有効性を計算機シミュレーションにより示してきた[1, 2].

これまでの検討では、健常者の歩行遊脚期の関節角度軌跡を基に関節運動を解析し、筋の機能を考慮して試行錯誤的調整を加え、各筋が制御する関節角度、および、電気刺激スケジュールを決定してきた[1, 3]. し

かし、深部に位置する腸腰筋も制御対象としていたため、経皮的埋め込み電極等を用いる場合には制御可能であるが、表面電極を用いる場合には股関節屈曲動作を十分に獲得できないことが予想された。表面電気刺激は、簡便に使用できることから、臨床応用のみならず FES 制御法の実験的評価にも広く利用可能であり、また、FES を希望する麻痺者にとっての導入としても有用であるので、本制御法による歩行制御も表面電気刺激に対応可能にすることが望まれる。

そこで本報告では、腸腰筋の代わりに大腿直筋を用

いて股関節屈曲動作を制御する方法を採用し、計算機シミュレーションにより、本手法の表面電気刺激への適用可能性を検討した。

## 2. 制御方法

### 2.1. cycle-to-cycle 制御法

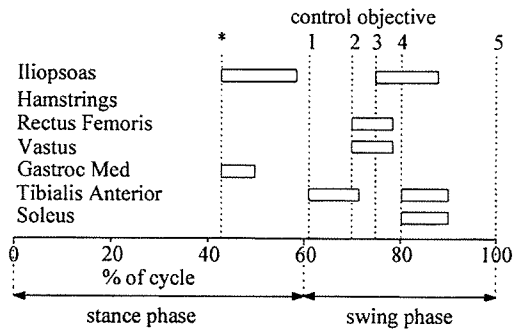
cycle-to-cycle 制御では、刺激パルスの振幅やパルス幅、周波数を固定しておき、電気刺激パルス列を印加する時間 TB を調整し、遊脚期の特徴的な点での角度を制御する。つまり、関節の最大屈曲角度などを制御対象とし、現在の cycle における制御誤差をフィードバック信号として次の cycle の TB を調整し、電気刺激を印加する。本研究で制御する関節角度は、歩行の遊脚期の股関節の最大屈曲角度、膝関節の最大屈曲角度、足関節の最大背屈角度と最大底屈角度、遊脚期の最終姿勢（着床）における各関節角度である [1]。

図 1(a)に、深部筋を含んだ制御における床反力を考慮した場合の刺激スケジュール [2] を示す。この制御では、遊脚期の制御が開始すると、股関節の最大屈曲角度を制御する腸腰筋、足関節の最大底屈角度を制御する腓腹筋への電気刺激が印加される。次に、遊脚の足関節の最大底屈角度が検出されると、足関節の最大背屈角度を制御する前脛骨筋へ電気刺激が印加される。そして、膝関節の最大屈曲角度が検出されると、遊脚期の最終姿勢（着床）の膝関節角度を制御する大腿直筋と広筋群へ電気刺激が印加される。さらに股関節の最大屈曲角度が検出されると、遊脚期の最終姿勢（着床）の股関節角度を制御する腸腰筋へ電気刺激が印加される。最後に、足関節の最大背屈角度が検出されると、遊脚期の最終姿勢（着床）の足関節角度を制御する前脛骨筋とヒラメ筋へ電気刺激が印加される。

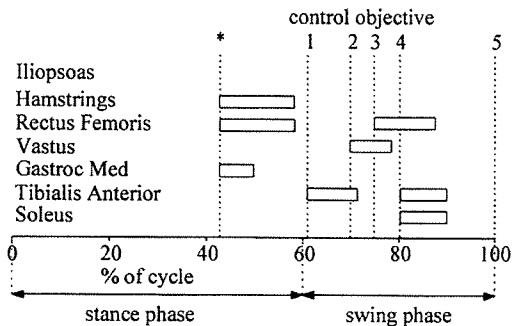
足関節角度の制御で最大底屈角度が検出されなかった場合には、次の cycle では、膝関節角度が一つ前の cycle での最大膝屈曲角度に対する 70% の角度に達した時点で、前脛骨筋への電気刺激を印加することとした。ただし、足関節の最大底屈が先に検出された場合には、それを優先させた。なお、TB の初期値を 0s とした場合、歩行開始直後は遊脚の膝関節屈曲が十分に得られないので、そのような状態で前脛骨筋へ電気刺激を印加することは転倒等の危険を伴うことも予想されることから、膝関節の最大屈曲角度が 30deg 以上になった場合のみ、前脛骨筋へ電気刺激を印加するようにした。

### 2.2. 表面電気刺激を用いた場合の制御方法

大腿直筋は膝関節伸展と股関節屈曲の作用を持つ 2 関節筋であり、表面電気刺激が可能な筋である。そこで、股関節屈曲動作のための筋として、腸腰筋ではなく大腿直筋を制御するようにファジィ制御器 [1] を修



(a) 深部筋を含む場合



(b) 表面電気刺激の場合（ハムストリングスを含む）

図 1 床反力を考慮した場合の電気刺激スケジュール。\*：遊脚期開始，1：足関節の最大底屈角度の検出時，2：膝関節の最大屈曲角度の検出時，3：股関節の最大屈曲角度の検出時，4：足関節の最大背屈角度の検出時，5：遊脚期の最終姿勢（着床）。

正し、電気刺激スケジュールを変更した（図 1(b)でハムストリングスへの刺激がない場合）。すなわち、遊脚期の股関節の最大屈曲角度と最終姿勢（着床）での角度が大腿直筋により制御される。このとき、遊脚期の最終姿勢（着床）での膝関節角度は、直接的には、広筋群への電気刺激によって制御されることになる。

ところで、腸腰筋の代わりに大腿直筋を電気刺激することで、遊脚期開始から膝関節角度が伸展されることになり、膝関節の最大屈曲角度が目標関節角度へ到達できないことも考えられる。そこで、図 1(b)において、遊脚期開始から膝関節の最大屈曲角度を制御するハムストリングスへの電気刺激が有る場合と無い場合の刺激スケジュールについて検討を行った。

## 3. 計算機シミュレーションの方法

### 3.1. 筋・骨格モデル

以前に構築した筋・骨格モデル（図 2）と床面モデルを用いて [2]、計算機シミュレーションにより制御法の評価を行った。このモデルでは、全ての関節は矢状面内のみにも可動域を持つ蝶番関節とし、左右対称、立



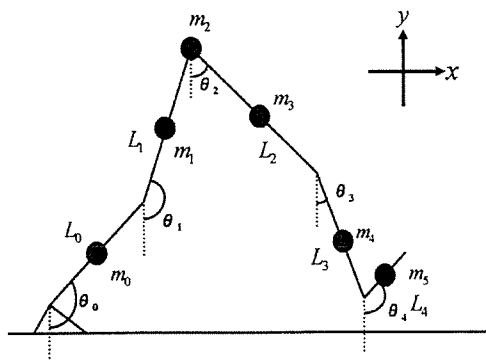


図2 遊脚期の骨格モデル。 $\theta_0 \sim \theta_4$ : 鉛直方向からの振れ角,  $L_0 \sim L_4$ : 各セグメント長,  $m_0 \sim m_4$ : 各セグメント質量を集中させた質点。

脚（健側）の足部は動作を通して地面に固定とした。頭部・体幹・上肢を1つの質点で表現し、その全質量を股関節上に集中させ、上体の向きは鉛直方向とした。遊脚の足部は、足の甲に質点を集中させたセグメントとし、踵の位置を足関節からの長さを与えて決定した。立脚の踵の位置も同様に決定した。運動方程式はLagrange法により導出し、関節トルクの符号は全て反時計回りを正とした。モデルに含めた筋は、ヒラメ筋、前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、広筋群、ハムストリングス、腸腰筋、大臀筋である。

関節トルクは、電気刺激によるトルクと受動粘弾性要素によるトルクの和として求めた[2]。電気刺激によるトルクは、Hill型モデルを用いて求めた電気刺激による発生筋張力[4]とモーメントアーム（固定）との積により求めた。床反力は、つま先と踵の各々に働く粘弾性要素で表し、得られた床反力を等価関節トルクに変換した[2]。

### 3.2. 方法

図1の電気刺激スケジュールを用いて、各筋のTBの初期値を0sとして50歩分のシミュレーションを行った。制御では、健常者の歩行時の関節角度を計測した結果から、各目標関節角度について歩行中の平均と標準偏差を算出し、その標準偏差を基に関節角度制御の許容誤差 $\pm \Delta\theta$ を各制御対象について定めた[1]。

立脚（健側）の各関節角度は、健常者の歩行時の立脚の股関節位置と膝関節位置の軌道を基に決定して与え、遊脚の各関節角度の初期値は健常者の歩行における対応する関節角度と一致させた。なお、微分方程式の解法は4次のルンゲクッタ法を用いて、時間ステップは $5 \times 10^{-6}$ sとし、制御結果は20msごとに出出力した。また、麻痺患者が数メートル歩いているうちに各関節角度が定常状態になることが望ましいという方針で、ファジィ制御器の出力ファジィメンバーシップ関数の値

を試行錯誤的に調整した。

## 4. 結果

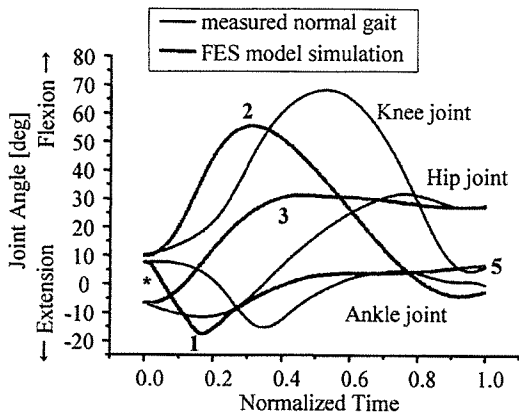
図3に、図1(b)でハムストリングスへの電気刺激がない場合の電気刺激スケジュールを用いて制御した結果を示す。股関節の最大屈曲角度と遊脚期の最終姿勢（着床）での角度、足関節の最大底屈角度は適切に制御できていたが、他の制御対象角度は目標関節角度に到達できなかった。また、大腿直筋へ電気刺激が2回印加されることによって、遊脚期の最終姿勢（着床）を制御するための広筋群への電気刺激が印加されなくなり、大腿直筋が最終姿勢での膝関節角度を間接的に制御する結果となった。さらに、足関節の最大背屈角度と最終姿勢での角度は、cycleごとに変動し、一定値に収束しなかった。

図4に、ハムストリングスへの電気刺激を含めた電気刺激スケジュール(図1(b))を用いて制御した結果を示す。図3では、一部の制御対象角度しか適切に制御できていなかったが、遊脚開始直後にハムストリングスへの電気刺激を追加したことにより、すべての制御対象が目標関節角度へ到達できるようになった。しかしながら、膝関節の最終姿勢での角度については、定常歩行に達した後は安定に制御できていたが、歩行開始初期には歩行ごとに振動的になり、減衰しながら一定値に収束する結果となった。

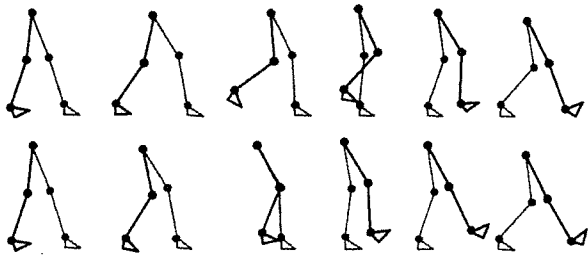
## 5. 考察

ハムストリングスへの電気刺激を含まない場合では、大腿直筋が股関節屈曲と同時に膝関節伸展を生じるため、足関節の底屈による受動的な膝関節屈曲のみでは、遊脚期の膝関節最大屈曲角度の目標角度を達成できなかったと考えられる。また、膝関節角度の最終姿勢での角度も間接的に大腿直筋により制御される結果となり、それによって膝関節の過伸展が生じたと考えられる。さらに、膝関節角度の伸展が早期に生じたため、着床も早期に生じるようになり、その結果、足関節角度の最大背屈角度が検出されにくくなったと推測される。これによって、足関節の最終姿勢制御のための前脛骨筋とヒラメ筋への電気刺激が印加されない場合が生じ、その後のcycleでの足関節制御も適切に行えなくなり、最終姿勢での足関節角度が収束しなかったと考えられる。

一方、ハムストリングスへの電気刺激を追加して膝関節角度を制御したことで、大腿直筋の股関節制御に伴う膝関節伸展が抑制され、足関節の最大背屈角度も安定に検出されるようになって、すべての関節が適切に制御できるようになったといえる。しかし、定常歩行時には広筋群への電気刺激が印加されなくなり、膝



(a) 各関節の角度軌跡 (\*, 1~4 は図 1 を参照)



(b) 健常者 (上) とモデル (下) の stick picture (200ms 毎, 黒: 麻痺側, 灰色: 健側)

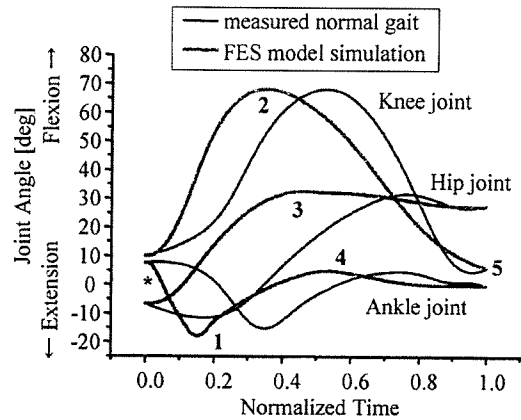
図 3 ハムストリングスを含まない電気刺激スケジュールによる 20 cycle 目の制御結果

関節の最終姿勢の角度が広筋群ではなく大腿直筋への刺激によって間接的に制御される結果となった。そのため、歩行開始初期の膝関節角度の制御結果が振動的になり、不安定になったと考えられる。

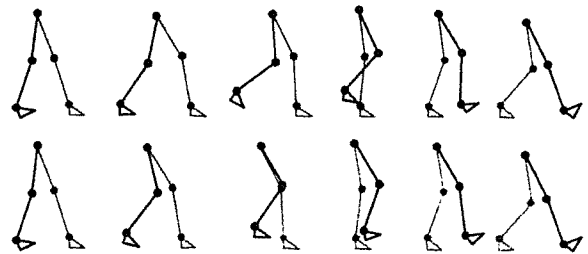
今回のシミュレーションでは、大腿直筋の制御対象を股関節角度とすることで、表面電気刺激による制御の実現可能性を確認した。しかし、刺激スケジュールについては、例えば、歩行開始直後に膝関節の最終姿勢での角度が cycle ごとにばらつくこと、定常状態では広筋群へ電気刺激が印加されなくなったことなど、さらに検討が必要であると思われる。

## 6. まとめ

本報告では、これまでに開発してきた cycle-to-cycle 制御に基づく遊脚期のファジィ制御法について、表面電極を使用する場合への適用を検討した。深部筋である腸腰筋を制御せずに、表面電気刺激が可能な 2 関節筋である大腿直筋で股関節角度を制御することとし、ファジィ制御器と刺激スケジュールを修正した。計算機シミュレーションによる検討の結果、ハムストリングスへの電気刺激を追加したことで、表面電気刺激を用いた場合でも本制御を適用できることが確認された。



(a) 各関節の角度軌跡 (\*, 1~4 は図 1 を参照)



(b) 健常者 (上) とモデル (下) の stick picture (200ms 毎, 黒: 麻痺側, 灰色: 健側)

図 4 ハムストリングスを含む電気刺激スケジュールによる 20 cycle 目の制御結果

## 謝辞

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金 (障害保健福祉総合研究事業), 文部科学省科学研究費補助金 (基盤研究(B)) の補助を受けた。記して感謝する。

## 文 献

- [1] A.Arifin, T.Watanabe, 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, E89-D(4), pp.1525-1533, April 2006.
- [2] 柴田 聡, 渡邊高志, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望, "片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法: 床反力を考慮したモデルシミュレーション," 生体医工学シンポジウム 2006 講演予稿集, pp.216-221, CD-ROM, Sept. 2006.
- [3] A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa, N.Hoshimiya, "A Test of Stimulation Schedules for the Cycle-to-Cycle Control of Multi-joint Movements in Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait," バイオメカニズム学会誌, 30(1), pp.31-35, Feb. 2006.
- [4] 渡邊高志, 帖佐征一, 吉澤 誠, 星宮 望: "機能的電気刺激 (FES) による麻痺上肢制御法の開発における筋骨格モデルの利用", 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.135-138, Nov. 2004.

片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法：  
筋電図に基づく刺激データの検討

○渡邊高志（東北大学情報シナジーセンター）  
柴田 聡（東北大学大学院工学研究科）  
A. Arifin (Institute of Technology "Sepuluh Nopember")  
吉澤 誠（東北大学情報シナジーセンター）  
星宮 望（東北学院大学）

### 1. はじめに

我々は、機能的電気刺激（FES）を用いて片麻痺者歩行の遊脚期を制御するための cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器を提案し<sup>1)</sup>、筋・骨格モデルと床面モデルを構築して、提案した制御法の有効性を計算機シミュレーションにより示してきた<sup>2, 3)</sup>。cycle-to-cycle 制御では、電気刺激パルス列を印加する時間 TB を調整し、遊脚期の特徴的な点での角度を制御する。つまり、関節の最大屈曲角度などを制御対象とし、現在の cycle での制御対象角度と目標角度との誤差をフィードバック信号として次の cycle の TB を調整し、電気刺激を印加する。

これまでの検討では、健常者の歩行遊脚期の関節角度軌跡を基に関節運動を解析し、筋の機能を考慮して試行錯誤的調整を加えて、各筋が制御する関節角度、および、電気刺激スケジュールを決定していた。しかし、健常者の歩行中の筋電図に基づいた電気刺激スケジュールでは、歩行動作を適切に再建することはできなかった<sup>4)</sup>。そこで本報告では、健常者の歩行遊脚期の筋電図を基にした cycle-to-cycle 制御により適切に歩行動作を再建する方法について、計算機シミュレーションによる検討を行った。

### 2. 計算機シミュレーションの方法

以前に構築した筋・骨格モデル（図 1）と床面モデルを用いて<sup>2)</sup>、計算機シミュレーションにより制御法の評価を行った。このモデルでは、全ての関節は矢状面内のみに可動域を持つ蝶番関節とし、左右対称、立脚（健側）の足部は動作を通して地面に固定とした。頭部・体幹・上肢を 1 つの質点で表現し、その全質量を股関節上に集中させ、

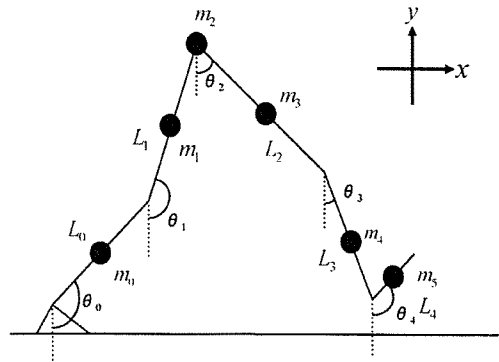
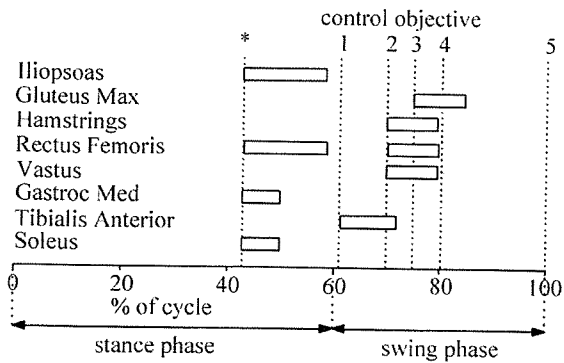


図 1 遊脚期の骨格モデル。 $\theta_0 \sim \theta_4$ ：鉛直方向からの振れ角、 $L_0 \sim L_4$ ：各セグメント長、 $m_0 \sim m_4$ ：各セグメント質量を集中させた質点。

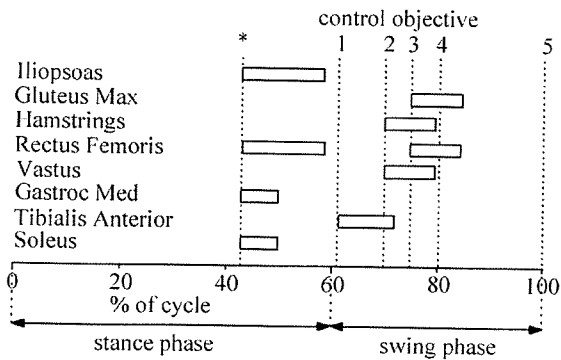
上体の向きは鉛直方向とした。遊脚の足部は、足の甲に質点を集中させたセグメントとし、踵の位置を足関節からの長さを与えて決定した。立脚の踵の位置も同様に決定した。運動方程式は Lagrange 法により導出し、関節トルクの符号は全て反時計回りを正とした。モデルに含めた筋は、ヒラメ筋、前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、広筋群、ハムストリングス、腸腰筋、大臀筋である。

関節トルクは、電気刺激によるトルクと受動粘弾性要素によるトルクの和として求めた<sup>2)</sup>。電気刺激によるトルクは、Hill 型モデルにより電気刺激による発生筋張力を求め、それとモーメントアーム（固定）との積により求めた<sup>3)</sup>。床反力は、つま先と踵の各々に働く粘弾性要素で表し、得られた床反力を等価関節トルクに変換した<sup>2)</sup>。

立脚（健側）の各関節角度は、健常者の歩行時の股関節位置と膝関節位置の軌道を基に決定して与え、遊脚の各関節角度の初期値は健常者の歩行における対応する関節角度と一致させた。そして、すべての筋の刺激バースト時間 TB の初期値を 0s



(a) 以前の制御法でのスケジュール



(b) 修正した制御法でのスケジュール

図2 筋電図に基づく電気刺激スケジュール.

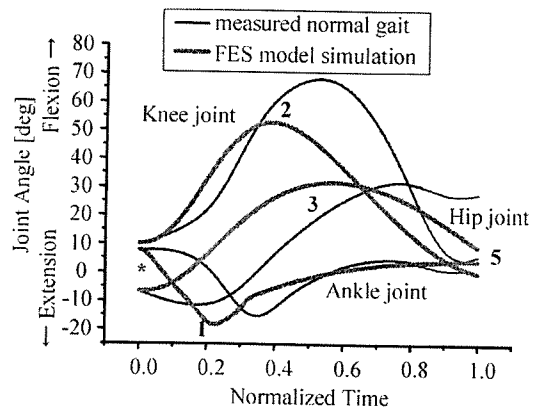
\*: 遊脚期開始, 1: 足関節の最大底屈角度の検出時, 2: 膝関節の最大屈曲角度の検出時, 3: 股関節の最大屈曲角度の検出時, 4: 足関節の最大背屈角度の検出時, 5: 遊脚期の最終姿勢 (着床).

として, 50 歩分の制御の計算機シミュレーションを行った. 微分方程式の解法は 4 次のルンゲクッタ法 (時間ステップ  $5 \times 10^{-6}$  s) を用いた.

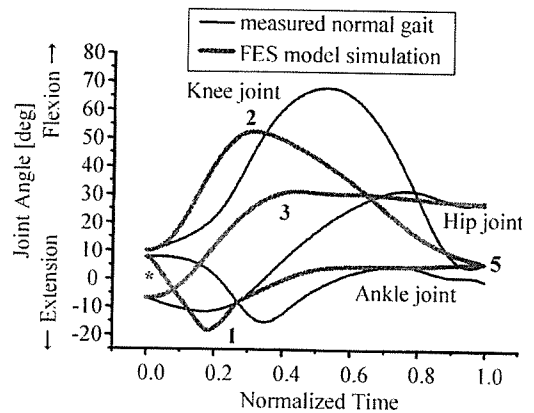
### 3. 筋電図に基づく制御の検討

以前の方法では, 大腿直筋が遊脚開始直後の最大膝屈曲角度と遊脚終了時の膝関節角度を直接制御するファジィ制御器を構成していたが, 本報告では, 大腿直筋の作用を股関節屈曲として, 遊脚開始後の股関節最大屈曲角度と遊脚期の最終姿勢の股関節角度を大腿直筋が制御するファジィ制御器を構成した. これにより, 刺激スケジュールを図 2(a)から図 2(b)に修正した.

図 2 の各刺激スケジュールによる制御結果を図 3 に示す. これまでの制御法での結果が図 3(a)であり, 床面モデルを含めたことで, 足関節底屈に



(a) 以前の制御法



(b) 修正した制御法

図 3 20cycle 目の制御結果. \*, 1~5 は図 2 を参照. 各関節角度は, 股関節角度: 鉛直方向から屈曲方向を正, 膝関節角度: 大腿部の延長線と下腿部の為す角について屈曲方向を正, 足関節角度: 足部の甲と下腿部の延長線が為す角について  $90^\circ$  を  $0^\circ$  として屈曲方向を正としてプロットした.

よる蹴り出しによって膝関節と股関節の屈曲が生じ, 以前のシミュレーション結果よりも動作が改善しているように見える. しかし, 本研究で制御する関節角度は, 遊脚期の股関節の最大屈曲角度, 膝関節の最大屈曲角度, 足関節の最大背屈角度と最大底屈角度, 遊脚期の最終姿勢 (着床) における各関節の角度であり, 股関節の最大屈曲角度と足関節の最大底屈・背屈角度は適切に制御できているが, 他の関節角度は目標角度へ到達できていないことが確認された. この結果は, 以前の結果<sup>4)</sup>と同様である.

一方, 本報告で修正した制御法での結果 (図 3(b)) では, 股関節の最大屈曲角度, 股関節と膝