

が減少し、制御の主体が閉ループ制御器から開ループ制御器へと移行していくことがわかる。

## 5. おわりに

FESによる運動機能代行が、不幸にも突然に起こった事故等によって重度の四肢麻痺となった方々の一助になるためには、制御技術、インターフェイス技術の開発を中心として、より複雑な動作、より実用的な動作の再建を実現することが必要な課題であろう。これは、医学と工学との境界領域にいる我々が果たすことができる役割であると考えられる。そのために本稿では、最初に、FESによる麻痺肢制御の原理と国内の臨床用FESシステムによる動作再建法を示し、現在のFESによる麻痺肢制御における問題点を挙げてみた。複雑な非線形、時変特性を有し、ばらつきの大きな筋・骨格系を確実に制御できる方法や、複雑な動作を再建するための制御命令入力法は、現在のところ確立されていない。ヒトがこのような対象の制御を行っている方法を解明し、応用していくことが1つの方法であろう。また、微細加工技術が飛躍的に進歩した現在、本稿で示した問題の解決法や制御手法の改善に应用可能な技術が提供されるようになれば幸いである。

## 謝 辞

本稿で紹介した研究の一部は、東北大学大学院工学研究科、同医学系研究科などからなる、「仙台FESプロジェクト」による共同研究の成果である。関係各位に深く感謝する。また、研究を進めるにあたって、文部科学省科学研究費補助金、厚生労働科学研究費補助金の補助を受けた。記して感謝する。

## 文 献

- 1) 星宮 望: 生体工学, 昭晃堂 東京 1990 166-192
- 2) Smith B, Tang Z, Johnson MW, Pourmehdi S, Gazdik MM, Buckett JR, Peckham PH: An externally powered, multichannel, implantable stimulator-telemeter for control of paralyzed muscle. *IEEE Trans Biomed Eng* 45(4): 463-475, 1998
- 3) 高橋幸郎, 星宮 望, 松木英敏, 半田康延: 体外電力供給方式による埋め込み型機能的電気刺激装置. *医用電子と生体工学* 37(1): 43-51, 1999
- 4) Loeb GE, Peck RA, Moore WH, Hood K: BION system for distributed neural prosthetic interfaces. *Med Eng Phys* 23(1): 9-18, 2001
- 5) Handa Y, Ohkubo K, Hoshimiya N: A portable multi-channel FES system for restoration of motor function of the paralyzed extremities. *Automedica* 11: 221-231, 1989
- 6) Hoshimiya N, Murakami H, Handa T, Handa Y, Ichie M, Tanaka M, Ishikawa S, Ohkubo K: Multi-channel portable functional electrical stimulation (FES) system for clinical usage. *Proc of 13th IEEE EMBS*, 1991, 931
- 7) Hoshimiya N, Naito A, Yajima M, Handa Y: Multi-channel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. *IEEE Trans Biomed Eng* 36(7): 754-760, 1989
- 8) Kameyama J, Handa Y, Handa T, Takahashi H, Hoshimiya N, Sakurai M: Control of shoulder movement in the disabled by FES. *Proc of 1st Int FES Symp in Sendai*, 1992, 83-87
- 9) 星宮 望編, 特集“機能的電気磁気刺激”. *BME* 6(8): 1-54, 1992
- 10) 市江雅芳: 機能的電気刺激による上肢機能再建. *J Clin Rehab* 3(10): 851-855, 1994
- 11) シンポジウム“機能的電気刺激(FES)の理論と実際”. *臨床整形外科* 30(2): 146-196, 1995
- 12) Barrata R, Ichie M, Hwang SK, Solomonow M: Orderly stimulation of skeletal muscle motor units with tripolar nerve cuff electrode. *IEEE Trans Biomed Eng* 36(8): 836-843, 1989
- 13) Fang Z, Mortimer JT: A method to effect physiological recruitment order in electrically activated muscle. *IEEE Trans Biomed Eng* 38(2): 175-179, 1991
- 14) Karu ZZ, Durfee WK, Barzilai M: Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with n-let pulse trains. *IEEE Trans Biomed Eng* 42(8): 809-817, 1995
- 15) Thomsen M, Veltink PH: Influence of synchronous and sequential stimulation on muscle fatigue. *Med Biol Eng Comput* 35: 186-192, 1997
- 16) McDonnell D, Clark GA, Normann RA: Interleaved, multichannel electrical stimulation of cat sciatic nerve produces fatigue-resistant, ripple-free motor responses. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 12(2): 208-215, 2004
- 17) Tarlar MD, Mortimer JT: Selective and independent activation of four motor fascicles using a four contact nerve-cuff electrode. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 12(2): 251-257, 2004
- 18) 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, 2004(印刷中)
- 19) 半田康延, 半田 勉, 中土幸男, 八木 了, 星宮 望: 麻痺手制御のための音声制御型機能的電気刺激システム. *医用電子と生体工学* 23(5): 292-298, 1985
- 20) 半田 勉, 亀山順一, 高橋博達, 半田康延, 星宮 望: 筋電制御式機能的電気刺激の開発と臨床応用. *バイオメカニズム* 11: 285-292, 1992
- 21) 半田康延: ポータブル機能的電気刺激装置の臨床応用. *臨床整形外科* 25(9): 1060-1066, 1990

- 22) Buckett JR, Peckham PH, Thrope GB, Braswell SD, Keith MW: A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in the paralyzed upper extremity. *IEEE Trans Biomed Eng* **35** (11) : 897-904, 1988
- 23) Peckham PH, Kilgore KL, Keith MW, Bryden AM, Bhadra N, Montague FW: An advanced neuroprosthesis for restoration of hand and upper arm control using an implantable controller. *J Hand Surg [Am]* **27** (2) : 265-276, 2002
- 24) 渡邊高志, 村上 肇, 古瀬則夫, 星宮 望: 機能的電気刺激(FES)の制御命令入力法. 第18回生体・生理工学シンポジウム論文集, 2003, 225-228
- 25) Lauer RT, Peckham PH, Kilgore KL: EEG-based control of a hand grasp neuroprosthesis. *Neuroreport* **10**: 1767-1771, 1999
- 26) Special Section on Brain-Computer Interface. *IEEE Trans Rehab Eng* **8** (2), 2000
- 27) Wessberg J, Stambaugh CR, Kralik JD, Beck PD, Laubach M, Chapin JK, Kim J, Biggs SJ, Srinivasan MA, Nicolelis MAL: Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates. *Nature* **408** (16) : 361-365, 2000
- 28) Special Issue on Brain-Machine Interfaces. *IEEE Trans Biomed Eng* **51** (6), 2004
- 29) 渡邊高志, 飯淵 寛, 黒沢健至, 星宮 望: 機能的電気刺激による手関節2自由度運動の多チャネルPID制御法. 電子情報通信学会論文誌 **J85-D-II**(2) : 319-328, 2002
- 30) 川人光男: 脳の計算理論, 産業図書 東京 1996 119-189
- 31) 黒沢健至, 二見亮弘, 渡邊高志, 星宮 望: 機能的電気刺激におけるフィードバック誤差学習法の検討: 手関節1自由度運動の制御実験. 平成15年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, 2003, CD-ROM

## A test of fuzzy controller of cycle-to-cycle control for controlling three-joint movements of swing phase of FES gait

©Achmad Arifin (Tohoku University)

Takashi Watanabe (Tohoku University)

Makoto Yoshizawa (Tohoku University)

Nozomu Hoshimiya (Tohoku Gakuin University)

### 1. Introduction

Fuzzy controller was shown to be effective in implementing the cycle-to-cycle control for controlling single-joint (knee joint)<sup>1)</sup> and two-joint (knee and ankle joints) movements<sup>2)</sup> of FES-induced gait. By using the qualitative knowledge about the controlled joint movements and basic principles of control engineering, design of the fuzzy controller was easy<sup>3)</sup>. Therefore, the fuzzy controller is more promising to realize practical controller for the cycle-to-cycle control.

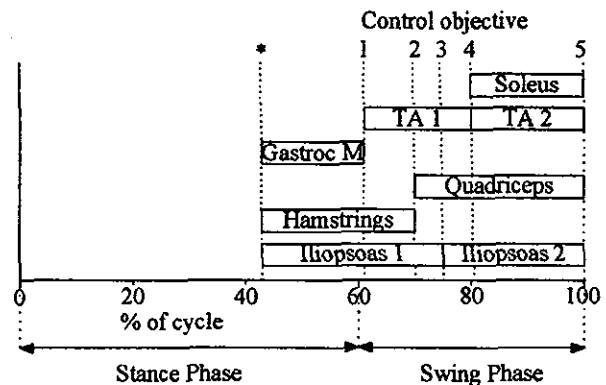
In the previous computer simulation studies<sup>1),3)</sup>, control of the FES-induced gait was focused to lower joints of the leg. For a subject who can generate voluntary movement of hip joint, the two-joint control will be suitable. In the case of a subject with absence of appropriate voluntary movement of the hip joint, stimulations of the hip joint muscles have to be controlled. In this study, we designed two fuzzy controllers for controlling the hip joint movements in addition to knee and ankle movements.

This paper describes a test of the fuzzy controller of the cycle-to-cycle control in controlling three-joint movements during swing phase of FES-induced gait using a musculo-skeletal model. The model consisted of the hip, knee, and ankle joints and six muscle groups around the joints. The model was developed by improving the previous model for two-joint control<sup>3)</sup> by adding the hip joint. We tested capability of the designed controllers in automatic generation of stimulation burst duration through computer simulation in a 200-cycle stimulation course. The test was performed using a reference subject model and twenty different subject models. Evaluation of the control capability is presented and discussed.

### 2. Methods

#### 2.1. Cycle-to-cycle control for three-joint movements

In the cycle-to-cycle control, stimulation burst duration is regulated, while amplitude, pulse width, and frequency of stimulation pulse are fixed. The stimulation burst duration of each muscle is regulated so that the joint angle can reach a certain target joint angle, such as a maximum joint angle of normal gait. The regulation of the stimulation burst duration is based on the error of the previous cycles. In order to implement the cycle-to-cycle control as a closed-loop control scheme, stimulation schedule of each muscle and a set of certain target joint angles are required. We constructed the stimulation schedule based on joint movement during swing phase and muscle function to generate relevant joint movement as shown in Fig. 1. Each muscle was stimulated



TA: Tibialis Anterior

Hamstrings: Biceps Femoris Short and Biceps Femoris Long  
Quadriceps: Vastus and Rectus Femoris

Fig. 1. Stimulation schedule. \*: the beginning of stimulation (maximum hip extension angle, maximum knee extension angle, and maximum ankle dorsiflexion angle at the end of stance phase). Control objective: 1: maximum ankle plantar flexion angle, 2: maximum knee flexion angle, 3: maximum hip flexion angle, 4: maximum ankle dorsiflexion angle, and 5: maximum knee extension angle and hip and ankle angles at initial contact.

to induce the joint movement reaching the control objective.

Stimulations of the iliopsoas (iliopsoas 1), the hamstrings (biceps femoris short and long), the quadriceps (vastus and rectus femoris), the gastrocnemius medialis, and the tibialis anterior (TA1) were controlled to induce the joint movements reaching the following target joint angles: maximum hip flexion angle, maximum knee flexion angle, maximum knee extension angle, maximum ankle plantar flexion angle, and maximum ankle dorsiflexion angle, respectively. After the hip joint reached the target maximum hip flexion angle, the iliopsoas (iliopsoas 2) was stimulated again to keep hip flexion and reach the target of hip joint angle at initial contact. The tibialis anterior (TA 2) and the soleus were also stimulated simultaneously to reach the target of ankle joint angle at initial contact. Values of the target joint angles obtained from analysis of normal subjects gait data are shown in Table 1. Beginnings of the muscle stimulation were at the maximum hip extension, maximum

Table 1. Target joint angles

Hip joint	max. flexion		initial contact
		32.4°	
Knee joint	max. flexion		max. extension
		69.0°	
Ankle joint	max. plantar flexion	max. dorsiflexion	
	-16.4°	4.9°	initial contact
			-0.3°

knee extension and maximum ankle dorsiflexion angles at the end of stance phase. In our result of the gait analysis, occurrence of those maximum joint angles in a cycle of gait varied among subjects. In order to facilitate the computer simulation, we assumed these maximum joint angles were occurred simultaneously.

## 2.2. Fuzzy controller for the cycle-to-cycle control

We designed seven fuzzy controllers for controlling of the hip, knee, and ankle joint movements of swing phase (see Table 2). Five controllers for the knee and ankle joint muscles were the previously designed controllers for two-joint control<sup>3)</sup>. In this study, two controllers for the iliopsoas muscle were designed for controlling hip flexion.

The controlled variable was the stimulation burst duration of a current cycle ( $TB[n]$ ) of each muscle. Based on the mechanism of the cycle-to-cycle control, measured outputs of the controlled musculo-skeletal system, such as the maximum joint angles of swing phase and joint angles at initial contact of the previous cycle were delivered as feedback signal. Input of the fuzzy controller for each muscle is shown in Table 2. The controllers for the iliopsoas, the hamstrings, and the quadriceps were designed in single-input single-output (SISO) controllers. The input for the SISO controller was the 'error'. The 'error' was defined as the difference between the target and measured joint angles. The controllers for the quadriceps, the soleus, and the tibialis anterior were in multi-input single-output (MISO) controllers. The inputs of these controllers were 'error' and 'desired range of joint angle'. The desired range of the knee extension angle was defined as difference between obtained maximum knee flexion angle of current cycle and the target of maximum knee extension angle. The desired range of ankle dorsiflexion angle was defined as difference between obtained maximum ankle plantar flexion angle of current cycle and the target of maximum ankle dorsiflexion angle. The desired range of ankle angle range at initial contact was defined as difference between obtained maximum ankle dorsiflexion of current cycle and the target of ankle joint angle at initial contact.

Output of the fuzzy controller,  $\Delta TB[n]$ , regulated stimulation burst duration of a current cycle using control algorithm shown in (1),

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

where  $TB[n]$  is the stimulation burst duration for current cycle and  $TB[n-1]$  is the stimulation burst duration of previous cycle.

Table 2. Input of fuzzy controller

Muscle	Controller Input
Iliopsoas 1	error[n-1] of max hip flexion angle
Iliopsoas 2	error[n-1] of hip flexion angle at initial contact
Hamstrings	error[n-1] of max knee flexion angle
Quadriceps	1. error[n-1] of max knee extension angle 2. desired range [n] of knee extension angle
Gastroc. med.	error[n-1] of max ankle plantar flexion angle
Tibialis anterior	1. error[n-1] of max ankle dorsiflexion angle 2. desired range [n] of ankle dorsiflexion angle
Soleus + TA	1. error[n-1] of ankle angle at initial contact 2. desired range [n] of ankle angle at initial contact

## 2.3. Electrically stimulated musculo-skeletal model

Stimulated muscles of the lower limb and geometric diagram of skeletal model are shown in Fig. 2. The model consisted of three joints: the hip, knee, and ankle, and three segments: the thigh, shank, and foot. Meanings of the notations in the Fig. 2(b) are as following,  $l$  is length of the segment,  $a$  is distance from the joint to the center of the segment, and  $\theta$  is the joint angle. Subscripts of 1, 2, and 3 represent the hip, knee, and ankle joint, respectively. Motion equation in (2) was derived from the skeletal model in Fig. 2(b) using the Lagrangian function,

$$\mathbf{M} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \mathbf{C} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \mathbf{G} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \quad (2)$$

where  $\mathbf{M}$  is an inertial matrix,  $\mathbf{C}$  is a coriolis vector,  $\mathbf{G}$  is a gravitational vector, and  $\tau_1$ ,  $\tau_2$ , and  $\tau_3$  are torque of the hip, knee, and ankle joint, respectively.

Electrically stimulated musculo-skeletal model was developed based on literature<sup>4)</sup>. The electrically stimulated musculo-skeletal model is illustrated in Fig. 3. Stimulation intensity ( $s$ ) of each muscle was set 1.0 in normalized scale. Equation of recruitment curve in (4) represents relationship between recruited muscle fibers  $u$ , and the stimulation intensity  $s$ .

$$u(s) = 0.5 \tanh(15(s - 0.5)) + 0.5 \quad (4)$$

Activation dynamics represents normalized active state of the muscle expressed using a first order differential equation<sup>5)</sup> in (5).

$$\frac{da}{dt} = \frac{1}{tr}(u - a)u + \frac{1}{tf}(u - a - (u - a)u) \quad (5)$$

Active state of the muscle was determined by integrating the activation dynamics equation in (5). Active muscle force was calculated as multiplication of four factors: active state of the muscle, force-length relationship, force-velocity relationship, and maximum muscle force. Skeletal dynamics was expressed as second order differential equation of motion equation in (2). Passive joint torques exerted by the

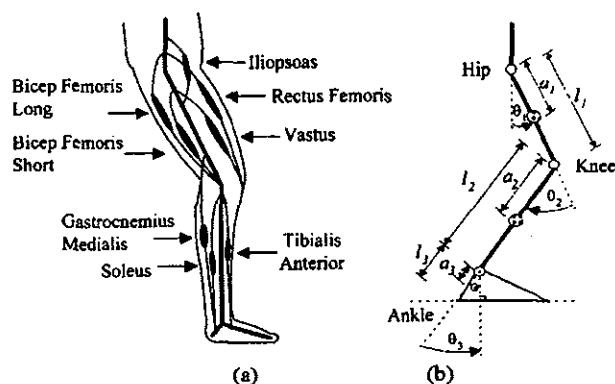


Fig. 2. (a) Stimulated muscle groups and (b) Skeletal system model

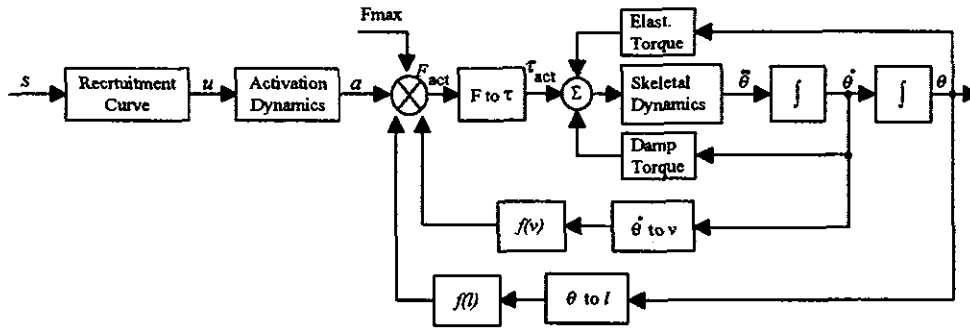


Fig. 3. Block diagram of the electrically stimulated musculo-skeletal model

passive joint structures (damping and elasticity torques) acting across the joint were modeled as a damper and a nonlinear spring as in the literature <sup>6)</sup>. We modified some model constants of the passive joint torques to obtain appropriate joint dynamics during passive pendulum test. Parameters values of musculo-skeletal model were taken from literature <sup>7)</sup>.

### 2.3. Computer simulation test

Computer simulation to test capability of the designed fuzzy controllers was performed using the electrically stimulated musculo-skeletal model described in section 2.2. The joint movements elicited by the electrical stimulation of the muscles were calculated by integrating the motion equation (fourth order Runge-Kutta) with 10  $\mu$ s integration time step. The maximum joint angles were detected when signs of the joint angular velocities were changed.

The computer simulation test of the control capability was automatic generation of stimulation burst durations. In this test, the burst durations of stimulation pulses were initiated with zero burst durations in 200-cycles stimulation courses of swing gait. Each controlled joint angle reached the target of joint angle, when absolute error was less than or equal to  $\Delta\theta$ . In this study,  $\Delta\theta$  was set as average value of intra-subject standard deviations of the target of joint angle resulted from the gait analysis as shown in Table 3. The test was performed in a reference subject model and twenty different subject models. Twenty different subject models were expressed by changing values of maximum muscle force, mass of thigh, the shank, and the foot, and/or length of the thigh, the shank and the foot of the musculo-skeletal model.

### 3. Results

In the stimulation course of the reference subject model, because the stimulation burst duration was initiated with zero duration, the controlled joint angles could not reach the target joint angles at the beginning of stimulation. By regulating the stimulation burst durations, all of the controlled joint angles reached their targets after a few cycles. Criterion for control performance in automatic generation of stimulation burst duration was settling index and minimum foot clearance. The settling index was defined as the number of cycles that were required to reach the target of joint angle with absolute error that was less than or equal to  $\Delta\theta$ . Minimum foot clearance was defined as minimum

Table 3. Value of  $\Delta\theta$  of target of joint angle

Hip joint	max. flexion	initial contact	
	2.0°	2.8°	
Knee joint	max. flexion	max. extension	
	1.9°	2.7°	
Ankle joint	max. plantar flexion	max. dorsiflexion	initial contact
	3.4°	1.3°	1.3°

distance between the toe of the foot model to the floor during swing. The minimum foot clearance was obtained by averaging its values of five cycles after all the controlled joint angles reached their targets (well controlled gait). The well controlled gait was reached when all the controlled joint angles reached their targets.

An example of trajectories of the controlled joint angles of the reference subject at steady state gait compared to the trajectories of human gait measured from normal subjects is shown in Fig. 4. During swing phase, movement of the toe reached minimum position (minimum foot clearance) as shown in Fig. 5. In the reference subject, when all the controlled joint angles reached the targets, the average of the minimum foot clearance was 2.99 cm.

In computer simulations of the twenty different subject models, all the controlled joint angles could be controlled to reach their targets. We observed variations of the settling indexes and the minimum foot clearance among the different subject models. The averages of the settling indexes of the controlled joint angles of all the subjects are shown in Table 4. The minimum foot clearance ranged from 2.32 to 3.60 cm. The average was 2.85 $\pm$ 0.26 cm. The average of the occurrence of the minimum foot clearance was at 60.8% of the controlled gait cycle.

### 4. Discussions

The designed fuzzy controllers could regulate the stimulation burst durations of the muscles so that the controlled joint angles reached their targets in a few cycles of swing gait. This control ability was shown in the reference subject model and all different subject models. Therefore, the fuzzy controller could compensate inter-subject variability response of the electrical stimulation. However, the fuzzy controller has to be tested more in other control capability, i.e., in muscle fatigue compensation. The trajectories of the controlled joint angles, in some parts, were different from the human normal gait trajectories. The controlled knee joint flexed faster than those of the human normal gait. This is because the joint angles were not

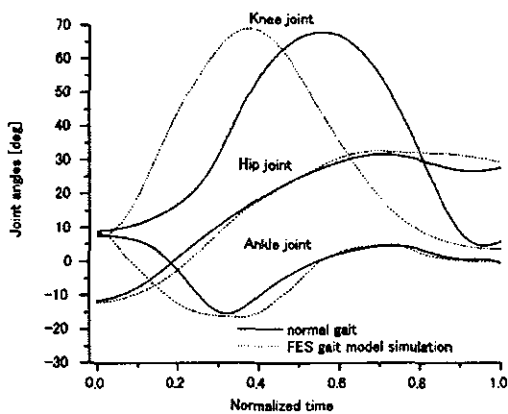


Fig. 4. Trajectories of the controlled joint angles of the computer simulation (reference subject) compared to the normal gait data

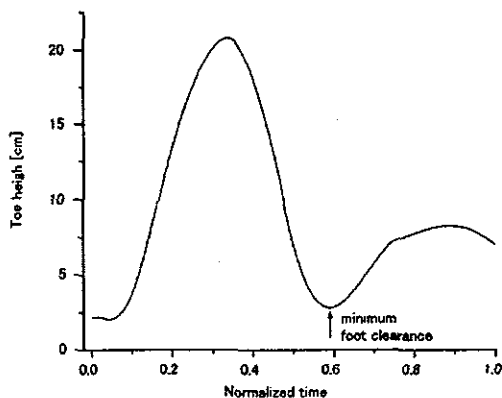


Fig. 5. Trajectory of the toe position of the controlled swing phase (reference subject)

Table 4. Averages of setting indexes of three-joint control (cycles)

Hip joint	max. flexion		initial contact
		9±3	
Knee joint	max. flexion		max. extension
		5±2	
Ankle joint	max. plantar flexion	max. dorsiflexion	initial contact
	3±1	5±3	7±3

controlled to follow the trajectories of the normal gait continuously. Additionally, the stimulation intensity was maximum intensity and fixed. In separate computer simulation, lower stimulation intensities of the hamstrings resulted in slower knee flexion. However, the trajectory was still different from the normal gait trajectories. When the stimulation intensity was 0.475, the knee flexion could not reach the target of maximum knee flexion angle. In the cycle-to-cycle control, the achievements of such the maximum joint angles are more essential to ensure a successful swing in the FES-induced gait. However, modulations of stimulation intensity or frequency are required to generate more natural joint movements. Therefore, proper modulation methods of stimulation intensity or frequency for the cycle-to-cycle control have to be studied.

During swing phase, sufficient hip flexion and ankle dorsiflexion angles are important to ensure enough foot

clearance. The stimulations of the iliopsoas and the tibialis anterior to induce hip flexion and ankle dorsiflexion resulted in enough foot clearance in all subjects model. The average of minimum foot clearance of all the subject models resembled those of the normal gait ( $2.19 \pm 0.66$ ) cm<sup>8)</sup>. The minimum foot clearance of the controlled swing phase in this study occurred 10% earlier than in the normal gait<sup>8)</sup>.

Second stimulation of the iliopsoas induced the hip flexion to reach the target of the hip joint angle at initial contact. We performed separate computer simulation without the second stimulation of the iliopsoas. We found the hip joint abruptly extended at the end of swing phase. Therefore second stimulation of the iliopsoas was effective to control hip flexion angle at the end of the swing phase.

## 5. Conclusions

The fuzzy controllers of the cycle-to-cycle control for three-joint movements of swing phase FES-induced gait were shown to be effective in automatic generation of stimulation burst durations. The stimulation of the iliopsoas and the tibialis anterior performed in this study was effective to generate enough foot clearance. Second stimulation of the iliopsoas was effective to control the hip flexion angle at the end of swing phase.

## Acknowledgements

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.

## References

- 1) A. Arifin, T. Watanabe, and N. Hoshimiya, "Computer simulation study of the cycle-to-cycle control using fuzzy controllers for restoring swing phase of FES-induced hemiplegic gait," *Proc. Symp. on Med. & Biol. Eng.* 2003, pp.131-139, Sapporo, Sept 2003
- 2) A. Arifin, T. Watanabe, and N. Hoshimiya, "Fuzzy controller for cycle-to-cycle control of swing phase of FES-induced hemiplegic gait: A computer simulation in two-joint control," *Proc. the 25<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. IEEE EMBS*, pp. 1519-1522, Cancun, Mexico, Sept 2003
- 3) Achmad Arifin, Takashi Watanabe and Nozomu Hoshimiya, "Design of fuzzy controllers for cycle-to-cycle control of swing phase of FES-induced hemiplegic gait," *Proc. SOBIM 2003*, pp. 199-202, Nagano, Oct. 2003
- 4) G. W. Eom, T. Watanabe, R. Futami, N. Hoshimiya, and Y. Handa, "Computer-aided generation of stimulation data and model identification for functional electrical stimulation (FES) control of lower extremities," *Frontiers Med. Biol. Eng.*, 10, pp. 213-231, 2000
- 5) S. J. Piazza and S. C. Delp, "Influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait," *J. Biomechanics*, 29, pp. 723-733, 1996
- 6) D. T. Davi and M. L. Audu, "A Dynamic Optimization Technique for Predicting Muscle Forces in The Swing Phase of Gait," *J. Biomechanics*, 20, pp. 187-201, 1987
- 7) N. Ogiwara and N. Yamazaki, "Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model," *Biological Cybernetics*, 84, pp. 1-11, 2001
- 8) M. Pijnapples, M. F. Bobbert, J. P. van Dieen, "Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction," *Gait and Posture*, 14, pp. 11-18, 2001

ACHMAD ARIFIN

Dept. Electronic Engineering,  
Graduate School of Engineering, Tohoku University  
6-6-5 Aramaki Aza Aoba, Sendai 980-8579  
Tel: 022-217-7145 Fax: 022-263-9488  
e-mail: arifin@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

## 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

### Use of Musculoskeletal Model for Development of Control Method of Paralyzed Upper Extremity by Functional Electrical Stimulation (FES)

渡邊 高志<sup>1</sup>, 帖佐 征一<sup>1</sup>, 吉澤 誠<sup>1</sup>, 星宮 望<sup>2</sup>

Takashi WATANABE<sup>1</sup>, Seiichi CHOSA<sup>1</sup>, Makoto YOSHIZAWA<sup>1</sup>, Nozomu HOSHIMIYA<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 東北大学, <sup>2</sup> 東北学院大学

<sup>1</sup> Tohoku University, <sup>2</sup> Tohoku Gakuin University

**Abstract** In this paper, effectiveness of using musculoskeletal model simulation in development of functional electrical stimulation (FES) control method was discussed. The developed musculoskeletal model included nonlinear length-force and velocity-force relationships, nonlinear recruitment characteristics, activation dynamics, joint angle dependency of moment arm and nonlinear passive viscoelastic property. The model was examined in the multichannel closed-loop FES control of the 2-DOF of movement of the wrist joint comparing to experimental results with a neurologically intact subject. A new controller using feedback error learning was also examined in computer simulation. Model simulations showed similar results as the experimental one under the same condition after model parameters adjustment. The developed musculoskeletal model was found to be reasonable for using in FES research work. Model simulation on studying FES control would be effective.

#### 1. まえがき

脳卒中や脊髄損傷等による運動機能の麻痺に対して、機能的電気刺激 (FES) による動作再建の有効性が臨床的に確認されてきた。しかし、これまでの臨床用 FES システムでは、一般に開ループ制御が採用されているため、我々は、冗長性を有する系の多チャンネル閉ループ FES 制御手法の開発を進めてきた[1]。しかしながら、このような研究を遂行するためには、被験者に電気刺激を与えて実験的検討を行う必要があり、被験者の負担が大きいことや、制御結果に個人差や筋疲労、被験者の身体的・精神的状態などが影響し、再現性の低下を招くことなどの問題がある。

本研究では、上記の問題を回避するため、FES 制御器の開発における実験的検討の一部を計算機によるモデルシミュレーションを用いて行う方法を検討しており、標準的なヒトを模擬した上肢筋骨格モデルを構築してきた。本報告では、手関節 2 自由度運動の開ループ制御、ならびに、手関節 1 自由度運動のフィードバック誤差学習を利用した FES 制御について、計算機シミュレーション結果と実験結果との比較を通して、構築した筋骨格モデルを用いた計算機シミュレ-

ーションの FES 研究における利用の有効性を検討した。

#### 2. 筋骨格モデル

骨格モデルは、肘関節の屈曲/伸展、前腕の回内/回外、手関節の掌屈/背屈と橈屈/尺屈の運動が制御可能である。肩関節は屈曲/伸展と回旋において任意の角度で固定できる。モデルに含めた筋は、各関節での運動に関する主動筋を選択した。すなわち、上腕二頭筋長頭、上腕二頭筋短頭、上腕筋、腕橈骨筋、上腕三頭筋長頭、上腕三頭筋内側頭、上腕三頭筋外側頭、方形回内筋、円回内筋、回外筋、橈側手根屈筋、尺側手根屈筋、長橈側手根伸筋、短橈側手根伸筋、尺側手根伸筋の 15 筋である。

筋骨格モデルの概略を Fig.1 に示す。電気刺激により発生する筋収縮力  $F_{CE}$  は、筋の活動度  $a(t)$ 、長さ-張力関係  $k(l)$ 、収縮速度-張力関係  $h(v)$ 、最大筋張力  $F_{max}$  で表される Hill 型モデルの収縮要素により (1) 式で記述し、電気刺激により発生するトルク  $\tau_{CE}$  は、(2) 式により  $F_{CE}$  から変換される。

$$F_{CE} = a(t)k(l)h(v)F_{max} \quad (1)$$

$$\tau_{CE} = F_{CE} \cdot r_f(\theta) \quad (2)$$

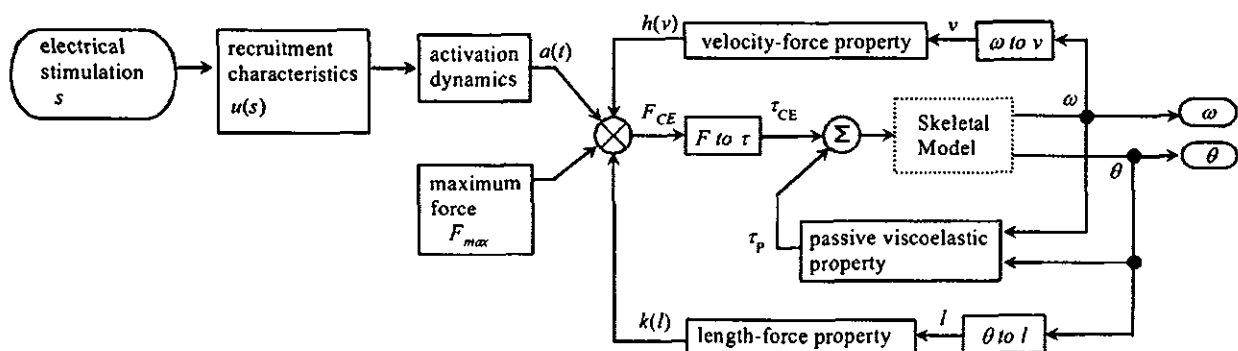


Fig.1 Outline of the musculoskeletal model.

上式で、 $t$ は時間、 $l$ は筋長、 $v$ は筋収縮速度である。 $r_f(\theta)$ はモーメントアームであり、各筋について各関節での角度 $\theta$ の関数として多項式近似により表した[2].

次に $F_{CE}$ の要素について述べる。まず、電気刺激による筋の活動度 $a(t)$ は、規格化刺激強度 $s$ に対する筋のリクルートメント特性 $u(s)$ を(3)式で表し[3]、時定数 $t_r$ 、 $t_f$ を有する(4)式の活性化ダイナミクス[4]により求めた。

$$u(s) = s_c \cdot \tanh(sh^{REC}(s - x_c)) + y_c \quad (3)$$

$$\frac{da}{dt} = \frac{1}{t_r}(u(t) - a(t))u(t) + \frac{1}{t_f}(u(t) - a(t)) \quad (4)$$

(3)式で、 $s_c$ 、 $sh^{REC}$ 、 $x_c$ 、 $y_c$ はパラメータである。

長さ-張力関係 $k(l)$ は、筋長 $l$ 、筋の最適長 $l_o$ を用いて(5)式で表し[5]、収縮速度-張力関係 $h(v)$ は、筋収縮速度 $v$ 、最大筋収縮速度 $v_{max}$ を用いて(6)式で表した[6].

$$k(l) = 1 - \left( \frac{l - l_o}{0.5l_o} \right)^2 \quad (5)$$

$$\left. \begin{aligned} h(v) &= \frac{v_{max} - v}{v_{max} + 2.5v} \quad (v \leq 0: \text{shortening}) \\ h(v) &= 1.3 - 0.3 \cdot \frac{v_{max} + 2.5v}{v_{max} - (2.5)^2 v} \quad (v > 0: \text{lengthening}) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

最大筋張力 $F_{max}$ は、筋の生理学的断面積 $PCSA$ から(7)式で表した[2].

$$F_{max} = PCSA \times 2.2 \quad (7)$$

受動粘弾性要素によるトルク $\tau_p$ は、各関節での運動ごとに(8)式で記述し[7]、これにより関節可動域も表現した。

$$\tau_p = k_0 \theta + b_0 \omega + k_1 (\exp(k_2 \theta) - 1) \quad (8)$$

$\theta$ は関節角度、 $\omega$ は角速度で、 $k_0$ 、 $b_0$ 、 $k_1$ 、 $k_2$ は関節の運動ごとに異なるパラメータである。

### 3. モデルシミュレーション

#### 3.1 手関節 2 自由度運動の PID 制御

##### 3.1.1 方法

これまでに開発してきた多チャネル PID 制御法[1, 8]について、前述の筋骨格モデルを用いた計算機シミュレーションを行い、健常被験者での制御結果と比較した。制御対象は、手関節の掌屈/背屈、橈屈/尺屈の 2 自由度運動とし、短/長橈側手根伸筋 (ECR と表記)、尺側手根伸筋 (ECU)、橈側手根屈筋 (FCR)、尺側手根屈筋 (FCU) を刺激して制御した。

PID 制御器は次式で表される。

$$S_n = S_{in} + K_p e_n + K_i \sum_{i=0}^n e_i + K_D (e_n - e_{n-1}) \quad (8)$$

ここで、 $S_n$ は時刻 $n$ での刺激強度、 $S_h$ は制御時の刺激強度の最小値、 $e_n$ は時刻 $n$ における目標角度と測定角度との差をそれぞれ表すベクトルである。 $K_p$ 、 $K_i$ 、 $K_D$ はパラメータ行列であり、その要素は次式で表される。

$$K_{pj} = \frac{0.6T_i}{L_i} m_{ij}^-, K_{ij} = \frac{0.6\Delta t}{L_i} m_{ij}^-, K_{Dij} = \frac{0.3T_i}{\Delta t} m_{ij}^- \quad (9)$$

$L_i$ 、 $T_i$ は、筋 $i$ を単独で電気刺激した場合のステップ応答を

むだ時間を含む 1 次遅れ特性で近似した場合のむだ時間と時定数であり、筋が複数の自由度の運動に関与する場合、各運動 $j$ について求めた値の平均値を採用した。 $\Delta t$ はサンプリング間隔である。 $m_{ij}^-$ は行列 $M^-$ の要素で、 $M^-$ は、筋骨格系の入出力特性 (刺激強度-関節角度特性) を刺激最小値と最大値との間で最小二乗法により直線近似し、その直線の傾きを要素とする行列 $M$ の一般化逆行列である。

健常被験者での制御において、上記の PID パラメータ決定法 (パラメータ固定法) では、筋の入出力特性の非線形性が強く、十分な直線近似が得られずにパラメータが不適切になった場合には、刺激強度や関節角度に振動が発生した。このような場合でも、事前に計測した入出力特性と制御中の刺激強度を基にパラメータ $m_{ij}^-$ をリアルタイムに決定する方法により、そのような振動を抑制できることが確認されている[8]。この方法では、制御中に、現在の時刻 $n$ での刺激強度 $S_n$ を中心として、 $S_n \pm \Delta S$ の範囲で最小二乗法による近似直線を求め、その直線の傾きを要素とする行列の一般化逆行列を計算することで $m_{ij}^-$ を求めた。ただし、この方法により得られる刺激強度の修正量は、直線近似を行った範囲、つまり $\pm \Delta S$ 以内に制限した。この方法についてもモデルシミュレーションにより検討した。

モデルパラメータは、各筋のステップ応答のむだ時間と時定数の値が、健常被験者で測定された値の範囲になるようにパラメータを調整した後、筋骨格系の入出力特性の形状が、対象とする健常被験者での測定結果に大まかに合うようにモデルのパラメータを調整した。

#### 3.1.2 結果及び考察

前腕を鉛直下向きとした場合の周期 10s の円軌道追従制御について、健常被験者での制御結果とその計算機シミュレーション結果を Fig.2 に示す。健常被験者と同様に、モデルにおいてもおおむね良好な制御が行われることが確認された。また、刺激強度の変化パターンも、健常者での結果とシミュレーションの結果が概ね類似しているといえる。しかしながら、健常者での制御の場合の FCR の刺激強度が、モデル制御の場合に比べて大きく変動するといった違いもみられた。このような差は、モデルの特性を被験者の特性に厳密に一致させることは困難であるために生じたものと考えられる。動作速度や上肢の姿勢を変えた場合についても、それらに伴う刺激強度や制御結果の変化について、モデルシミュレーションと健常者での制御結果は、定性的に一致していた。

制御器パラメータ固定法とリアルタイムパラメータ調整法のモデルシミュレーションによる比較結果を、関節角度の時間変化のみ Fig.3 に示す。この結果は、振動が発生した被験者の筋骨格系の入出力特性をモデルで表現した場合の結果であり、パラメータ固定法では振動が発生しているが、リアルタイムパラメータ調整法を用いることで振動を抑制できることが示されており、健常被験者での制御結果と同様の結果が得られた。

#### 3.2 フィードバック誤差学習を用いた FES 制御

##### 3.2.1 制御方法

PID 制御のような閉ループ制御では制御の遅れが、開ルー



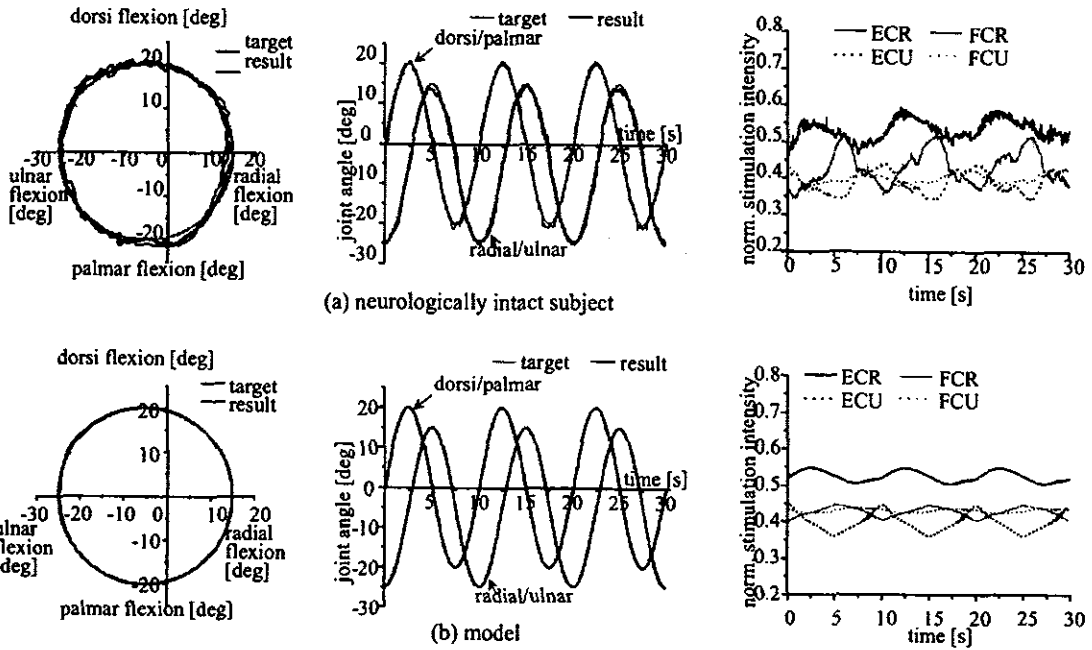


Fig.2 A result of tracking control of 2-DOF movement of the wrist joint stimulating 4 muscles by closed-loop control.

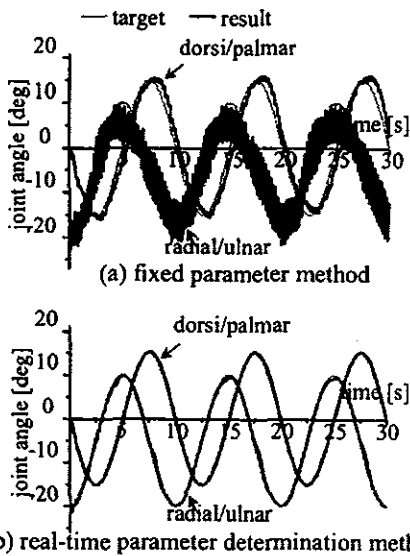


Fig.3 A model simulation result of real-time parameter determination method comparing to fixed parameter method.

ブ制御では外乱の影響が問題となる。ハイブリッド型制御器は、これら両者の問題を解決する能力を有する制御器である。本節では、ハイブリッド型制御の一種であるフィードバック誤差学習(FEL)[9]を用いたFES制御[10]をモデルシミュレーションで検討した。

FELを用いたFES制御のブロック図をFig.4に示す。これは、制御を行いながら、開ループ制御器の出力を誤差信号としてニューラルネットワーク(ANN)を学習させて逆ダイナミクスモデル(IDM)を獲得し、開ループ制御器を構築する。そして、目標関節角度( $\theta_d$ )とその一次微分、二次微分を用いてIDMが開ループ制御器として各筋への刺激強度を出力

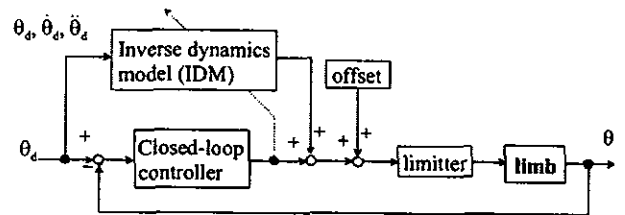


Fig.4 Block diagram of FES controller using the feedback error learning.

する。また、目標関節角度( $\theta_d$ )と実際の関節角度( $\theta$ )の差から、閉ループ制御器も刺激強度を出力する。これらの出力の和に刺激閾値を加えて、刺激最小値と最大値で制限した刺激強度を制御対象へ印加して制御を行う。

閉ループ制御器には前述のPID制御器を、開ループ制御器には3層ANNを用いた。入力層、中間層、出力層のニューロン数は、18、18、2とした。ANNの学習は、誤差逆伝播法を用いて、PID制御器の出力を誤差信号として一括更新により行った。入力には、現時刻から5時刻先までの目標角度とそれらの1回微分と2回微分を与えた。ANNの出力関数はシグモイド関数とした。ここで、学習初期段階では、ANNの出力が小さくなるように結合係数の初期値を設定した。

制御は、ECRとFCUに電気刺激を与え、手関節の掌屈/背屈運動について、正弦波軌道への追従制御を行った。目標軌道は振幅 $\pm 15$ deg、周期を2sとして、1回の学習時間は12sとした。

### 3.2.2 結果及び考察

FELを用いた制御結果について、学習1回目及び学習25回目の関節角度軌跡、及び、PID制御器とANNによる開ループ制御器の出力をFig.5に示す。学習1回目では制御に遅れがみられるが、学習25回目には遅れがほとんどみられなく

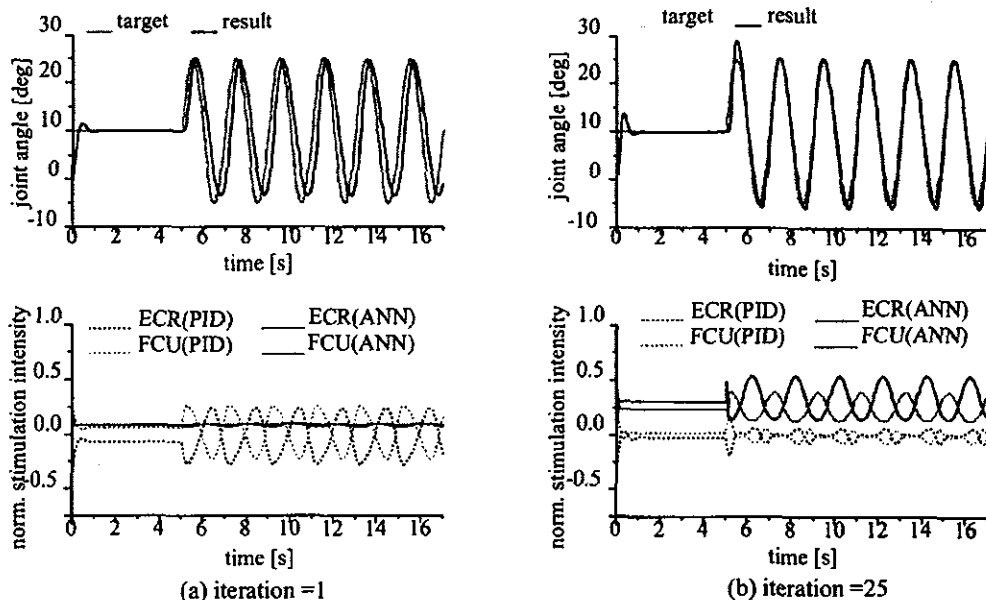


Fig.5 A model simulation result of wrist dorsiflexion control by FES controller using the feedback error learning.

なっていることがわかる。また、各制御器の出力については、学習1回目にはPID制御器の出力がほとんどであったが、学習25回目にはANNの出力が大部分を占めるようになった。これらの結果より、FELによって適切なANNが構築され、遅れの小さい開ループ制御が行われたことが示される。

上記のシミュレーション結果は、以前に行った健常被験者での制御結果[10]と同様であった。また、一度学習したANNを他の健常被験者に適用した場合、未学習のANNを用いるよりも学習回数が少なく済むことが実験結果で確認されている[10]。モデルシミュレーションにおいても、学習したANNを異なる筋の入出力特性を有するモデルに適用した結果、少ない回数で学習が終了することが確認された。

#### 4. むすび

本報告では、FES制御法の開発に利用することを目的として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の有用性の検証を行った。手関節2自由度運動の開ループFES制御について、健常被験者での制御結果と計算機シミュレーションでの制御結果とを比較し、関節角度や刺激強度の時間パターン、制御条件の変更に伴う制御結果の変化の傾向が、実験結果と定性的に一致することを確認した。フィードバック誤差学習(FEL)を用いたFES制御についても、これまでの実験結果と類似する結果が確認された。詳細な部分での実験結果との差異や筋骨格モデルで実際の筋骨格系の電気刺激応答特性を表現する上での限界は残されているが、本研究で開発した筋骨格モデルを用いた計算機シミュレーションにより、これまでの被験者での実験的検討の一部を実施可能であることが示されたといえる。

#### 謝辞

筋骨格モデルの構築に関してご協力頂いた大塚雅幸氏(現KDDI)に感謝する。なお、本研究の一部は文部科学省科学

研究費補助金、厚生労働科学研究費補助金の補助を受けた。記して感謝する。

#### 参考文献

- [1] 渡辺, 飯淵, 黒沢, 星宮: 機能的電気刺激による手関節2自由度運動の多チャンネルPID制御法, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J85-D-II, No.2, 319/328 (2002)
- [2] M.A.Lenmay, P.E.Crago: A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist, J. Biomechanics, Vol.29, No.10, 1319/1330 (1996)
- [3] M.Levy, J. Mizrahi, Z.Susak: Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation, J. Biomed. Eng., Vol.12, 150/156 (1990)
- [4] M.G.Pandy, B.A.Ganer, C.Anderson: Optimal control of non-ballistic muscular movements - a constant-based performance criterion for rising from a chair, J. Biomech. Eng., Vol.37, 15/26 (1995)
- [5] B.M.Nigg and W.Herzog: Biomechanics of the Musculo-skeletal system, John Wiley & Sons, Inc. NY (1995)
- [6] G.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. Eng., Vol.10, No.3, 213/231 (2000)
- [7] J.M.Winters, L.Stark: Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.32, No.10, 826/839 (1985)
- [8] 渡辺, 松平, 黒沢, 星宮, 半田: 多チャンネル開ループFES制御器のリアルタイムパラメータ調整の基礎的検討, 第9回日本FES研究会・学術講演会, 32/35 (2003)
- [9] 川人光男: 脳の計算理論, 119/189, 産業図書, 1996.
- [10] 黒沢, 二見, 渡辺, 星宮: 機能的電気刺激におけるフィードバック誤差学習法の検討: 手関節1自由度運動の制御実験, 平成15年電気学会 電子・情報・システム部門大会講演論文集, in CD-ROM (2003)

21

人工神経回路 (ANN) による動作認識を用いた運動機能障害者のための制御命令入力システムに関する基礎的検討

○藤原大樹, 渡辺高志\*, 村上 肇\*\*, 古瀬剛夫\*\*\*, 吉澤 誠\*, 星宮 望†  
 東北大学大学院工学研究科, \*東北大学情報シナジーセンター, \*\*新潟工科大学,  
 \*\*\*宮城工業高等専門学校, †東北学院大学

1. はじめに

運動機能障害者が FES 装置やパソコン、環境制御機器等を操作するためのインターフェイスとして、異なる麻痺症状の患者にも適用可能なものは臨床応用上有利である。本研究では、患者の残存運動機能による特徴的動作を人工神経回路 (ANN) で認識し[1]、制御命令に利用する方法を検討している。本報告では、動作を計測するセンサの種類に依存しないこと、複数の情報が得られる場合に適切な情報を抽出して利用すること、誤検出を少なくすること、を実現するための方法について検討した。

2. 動作認識方法

動作認識での重要な要素として、高い認識率と低い誤検出率が挙げられる。そこで本報告では、異なる信号入力を有する ANN 群から3つを選択し、そのうちの2つ以上が一定時間内に認識した場合のみ、特徴的動作を認識したと最終的に出力することにした。このとき、異なる種類のセンサを用いる場合も想定し、すべての信号を同一領域で扱えるように、特徴的動作を行ったときの各センサの出力を、各々の特徴的動作時の最大変位の平均値で規格化し、ANN に入力した。さらに、単独の ANN で誤検出が多い場合には、2つの ANN の出力の AND 演算により、認識率を低下させることなく、誤検出を低減する方法を用いることとした。

3. うなずき動作認識実験

本実験では、磁気式3次元位置角度センサ (FASTRAK, POLHEMUS) を用いて本方法の評価を健常被験者2名 (24歳、25歳男性)で行った。3次元位置座標  $x, y, z$  とオイラー角  $a, e, r$  といった異なるセンサ信号を得られ、それらの信号は各々3種類の情報を有している。被験者は、FASTRAK のレシーバを取り付けたゴーグルを装着し、下の①, ②の条件においてサンプリング周波数 10Hz で測定を3回ずつ行った。

①120秒の計測時間内ではじめの1分間は10秒毎5回のうなずき動作(y軸正方向を向き、x軸周りの動作)を行い、その後自由な頭部動作を行う。

②120秒の計測時間内で10秒毎11回のうなずき動作を行い、うなずき動作以外の時間帯では自由な頭部動作を行う。

上記①は ANN の学習に用いるデータであり、

表 1. 条件②の3回目の測定結果に対する認識

	ANN の組合せ	認識率	誤検出
SubjectA	ze3&ae5, ze6&ae5 ae5&xzar4	10/11	0回
SubjectB	yz1, er1, xyz1	11/11	0回

②の2回の結果から認識に用いる ANN を選び、②の3回目の結果で本手法の評価を行った。

6種類の異なる信号が存在するとして、1~6種類の全ての組合せについて、それらを入力とした ANN を構成し、学習を行う。このとき、より入力データに適する ANN 構造にするため、中間層のニューロン数を1~6まで変化させ学習を行った。ただし、最大変位の平均値が規格化振幅 0.1 未満の信号を単独で使用する ANN は採用しないこととした。

4. 実験結果及び考察

被験者 A では、誤検出が多く認識率も低かったため、2回の測定結果に対する認識率が 86.4% (22回中 19回認識) 以上で、誤検出が 10回以下の ANN を抽出し、2つの ANN の出力を AND 演算処理後、誤検出回数が 1回以下のものを3組選択した。この3組の ANN のうち、いずれかが特徴的動作を検出した後3サンプル以内に残りの ANN のいずれかが特徴的動作を認識した場合のみ、特徴的動作を検出したと判定した。被験者 B では、認識率が 90% 以上の ANN が多く、誤検出も被験者 A に比べ少数であったことから、2回の測定での認識率が 100% (22回中 22回認識) で、誤検出が 0回 of ANN を抽出し、この ANN を3個選択した。

表 1 に、3回目の測定結果に対する認識結果を示す。ここで、ze3 は入力データが z と e で中間層のニューロン数が3個の ANN を表す。被験者 A、B とも誤検出がなく、認識率も十分に高い結果となった。しかし、被験者 A における AND 演算で誤検出が1回生じていた。原因は不明であるが、このように完全に誤検出を防ぐことは困難な場合もある。また、評価データ数が十分ではないので、今後検討が必要である。

参考文献

[1]古瀬 他: 運動機能麻痺患者のための残存運動機能を用いた制御命令入力装置, 医用電子と生体工学, 37(2), 152/160 (1999)

リアルタイムパラメータ調整法を用いた異なる肢位での  
閉ループ FES 制御に関する基礎検討

○上田 智志 渡辺 高志\* 杉 義宏\*\* 吉澤 誠\* 星宮 望\*\*\*

東北大学大学院工学研究科 \*東北大学情報シナジーセンター \*\*東北大学工学部

\*\*\*東北学院大学

A Basic Study on Closed-loop FES Control Using Real-time Parameter Adjustment  
under Different Limb Positions

○Satoshi Ueta Takashi Watanabe\* Yoshihiro Sugi\*\* Makoto Yoshizawa\* Nozomu Hoshimiya\*\*\*

Graduate School of Engineering, Tohoku University \* Information Synergy Center, Tohoku University

\*\*School of Engineering, Tohoku University \*\*\*Tohoku Gakuin University

1. はじめに

機能的電気刺激(FES)による麻痺肢の運動機能再建のために、我々の研究グループでは多チャンネル閉ループ制御法を検討している[1][2]。現在、この方法には、被刺激筋の電気刺激応答特性の測定方法や制御器パラメータの調整方法などが課題として残されている。これらの課題を克服するための研究では、実際に被験者に対して電気刺激を与えて制御することが必要であり、再現性の低下や被験者への負担などの点が実験遂行上の問題となっている。この問題を回避するために、我々の研究グループでは FES のための上肢筋骨格モデルを構築し[3]、FES 制御器の開発における実験的検討の一部を計算機によるモデルシミュレーションを利用して行う方法を検討し、その有効性を示唆する結果を得てきた[4]。

ところで、我々の研究グループでは、閉ループ FES 制御器のパラメータ調整法として、測定した筋の入出力特性に強い非線形性がある場合にも、刺激強度を適切に調整できるようにリアルタイムパラメータ調整法を提案し、その有効性を示唆する結果を得てきた[5]。しかし、制御時の姿勢が、制御器パラメータを決定する際の筋骨格系の応答特性を計測する姿勢から異なる場合については検討されていない。そこで本報告では、上肢を鉛直下向きの姿勢で制御器パラメータを決定するための電気刺激応答特性を計測し、上肢の姿勢を鉛直下向きおよび水平とした場合のリアルタイムパラメータ調整法による制御について、健常被験者での制御とモデルシミュレーションで検討を行った。

2. 筋骨格モデルの概略

骨格モデルは、上腕、前腕、手からなる構造とした。肘関節では、屈曲/伸展動作が電気

表 1. モデルに含まれる筋とその動き

関節	作用	主動筋
肘関節	屈曲	上腕二頭筋長頭 上腕二頭筋短頭 上腕筋 腕橈骨筋
	伸展	上腕三頭筋長頭 上腕三頭筋外側頭 上腕三頭筋内側頭
前腕	回内	方形回内筋 円回内筋
	回外	上腕二頭筋長頭 上腕二頭筋短頭 回外筋
手関節	掌屈	橈側手根屈筋 尺側手根屈筋
	背屈	長橈側手根伸筋 短橈側手根伸筋 尺側手根伸筋
	橈屈	長橈側手根伸筋 短橈側手根伸筋 橈側手根屈筋
	尺屈	尺側手根伸筋 尺側手根屈筋

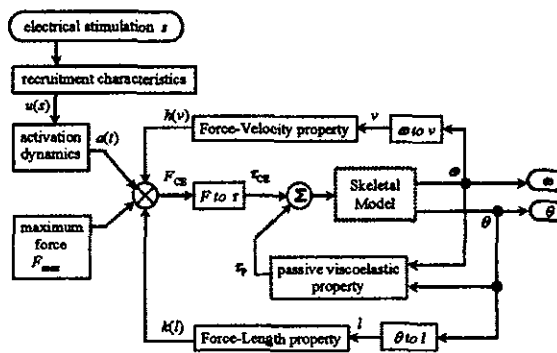


図 1. 筋骨格モデルの概略

刺激により制御可能であり、前腕は回内外が可能である。また、手関節は、掌屈/背屈、橈屈/尺屈の2自由度の運動が制御可能である。肩関節は、屈曲/伸展、及び回旋のみ任意の角度で固定される。各関節での運動に関する主動筋としてモデルに使用した筋を表1に示す。

筋骨格モデルの概略を図1に示す。電気刺激により発生する筋収縮力  $F_{CE}$  は、Hill型のモデルで表される収縮要素により、活性化ダイナミクス  $a(t)$ 、張力-長さ関係  $k(l)$ 、張力-収縮

速度関係 ( $h(v)$ )、最大筋張力 ( $F_{max}$ ) の積として求まる。 $F_{CE}$  をトルクに変換することで電気刺激によるトルク ( $\tau_{CE}$ ) が得られる。

受動粘弾性要素によるトルク ( $\tau_p$ ) は、関節での運動ごとに記述した。受動粘弾性要素は、線形粘弾性要素と非線形弾性要素で構成される。また、これにより関節可動域を表現した。

### 3. 制御器の概略

本システムで使用している多入力多出力PID制御器は(1)式で表される[1]。

$$S_n = S_{th} + K_p e_n + K_i \sum_{i=0}^n e_i + K_d (e_n - e_{n-1}) \quad (1)$$

ここで  $S_n$  は時刻  $n$  での刺激強度、 $S_{th}$  は制御時の刺激強度の最小値、 $e_n$  は時刻  $n$  における目標角度と測定角度の差をそれぞれ表すベクトルである。 $K_p$ 、 $K_i$ 、 $K_d$  はPIDパラメータ行列であり、その要素  $K_{p_{ij}}$ 、 $K_{i_{ij}}$ 、 $K_{d_{ij}}$  は(2)式で表される。

$$K_{p_{ij}} = \frac{0.6T_i}{L_i} m_{ij}, \quad K_{i_{ij}} = \frac{0.6\Delta}{L_i} m_{ij}, \quad K_{d_{ij}} = \frac{0.3T_i}{\Delta} m_{ij} \quad (2)$$

ここで  $m_{ij}$  は一般化逆行列の要素である。一般化逆行列  $M$  は、各筋の入出力特性(刺激強度-関節角度特性)を測定し、それを刺激最小値と最大値との間で直線近似したときの近似直線の傾きを要素とする行列  $M$  から求める。また、筋  $i$  でのむだ時間  $L_i$ 、時定数  $T_i$  はステップ応答から求める。

パラメータ調整方法としてリアルタイムパラメータ調整法[5]を使用した。この方法は、制御器パラメータ構成要素の一つである  $m_{ij}$  を、事前に計測した入出力特性と制御中の刺激強度をもとにリアルタイムに調整する方法である。すなわち、制御中に現在の時刻  $n$  での刺激強度  $S_n$  を中心として  $S_n \pm \Delta S$  の範囲で最小二乗法による近似直線をリアルタイムで求め、その直線の傾きを要素とする行列の一般化逆行列を計算することで  $m_{ij}$  を求める方法である。ただし、この方法により得られる刺激強度の修正量は、直線近似を行った範囲、つまり  $\pm \Delta S$  以内に制限した。

### 4. 実験方法

FESによる手関節2自由度運動制御を行う。実験は、健康男性1名(21歳)に対し利き腕でない左腕で行った。被刺激筋には橈側手根伸筋群(ECR)、尺側手根伸筋(FCU)、橈側手根屈筋(FCR)、尺側手根屈筋(FCU)を選択し、表面電極(ビトロード F-150M: 日本光電)を使用して刺激電圧を与え、磁気式3次元位置・角度センサ(Polhemus, Fastrak)で手関節角度を測定した

[2]。

被験者は座位で前腕を鉛直下方に向けた姿勢で脱力し、被刺激筋である4筋に単独で0[V]から25[s]かけて100[V]までランプ状に上昇する刺激電圧を与え、各筋の入出力特性を測定した。このとき、被験者が電気刺激による痛みや違和感を訴えた場合には直ちに刺激を停止した。次に、測定された各筋の入出力特性から、FES制御における刺激電圧振幅の最小値および最大値を決定した。そして、各筋にFES制御における刺激電圧振幅の最小値と最大値の間の中間値のステップ状入力を与え、これよりPIDパラメータを決定するためのむだ時間と時定数を求めた。

軌道追従制御実験での目標軌道は、時刻毎に橈尺屈角度と掌背屈角度の組で与え、周期が10[s]の楕円軌道とした。楕円軌道の半径は制御可能な範囲でできるだけ大きく設定し、軌道の中心座標は各筋の電気刺激による関節可動域を考慮して適切と思われる位置に設定した。また、制御時の姿勢は前腕を鉛直下向きにした姿勢(前腕回内外角度は中間位)と、地面に対して水平(前腕90[deg]回内位)にした姿勢の2通りとした。上肢を水平の姿勢にした場合は前腕を台の上に乗せて制御を行った。

シミュレーションに関しては、実験で得られた被験者の入出力特性を近似的に表現し、その特性から刺激電圧振幅の最小値および最大値を決定し制御を行った。このとき、上肢を水平にした姿勢での脱力時の手関節掌屈角度が実測値より小さかったことから、手の質量中心の位置を手関節から7[cm]の位置に修正した。また、上肢の姿勢を水平にした場合には、完全脱力による肘関節の屈曲や、FCRやFCUを電気刺激した場合に生じる肘関節の屈曲/伸展が起こらないように、肘関節で発生するトルクを0とした。なお、前腕の回内外動作については何の制限も与えなかった。

## 5. 結果

### 5-1 各筋の入出力特性

図2に、健康被験者の各筋の入出力特性を示す。シミュレーションで使用した入出力特性は、被験者から得られた掌屈/背屈および橈屈/尺屈の両方の特性を近似的に表現できるようにモデルパラメータを調整して求めた。ECRについては、掌屈/背屈方向の特性と橈屈/尺屈方向の特性の非線形性が異なり、モデルでは適切な表現ができなかった。また、FCRは本来橈屈する特性をもつが、前腕の回内の影響により尺屈方向に屈曲する特性が観測された。このよう

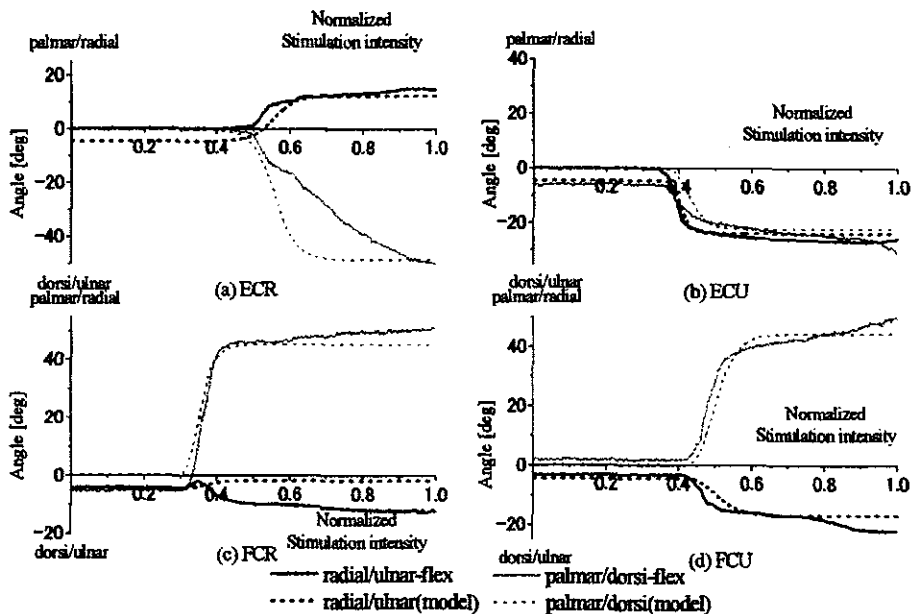


図 2. 各筋の入出力特性

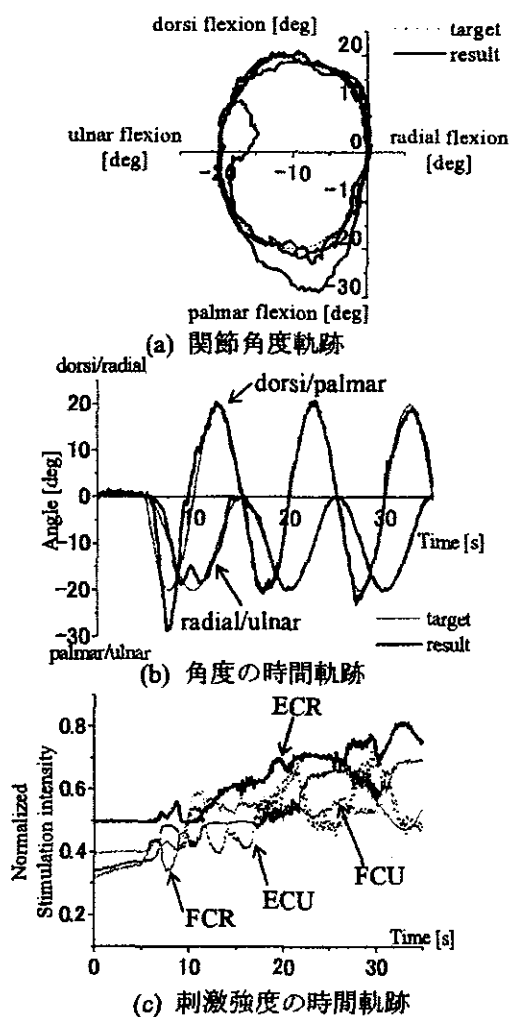


図 3. 鉛直姿勢における被験者の制御結果

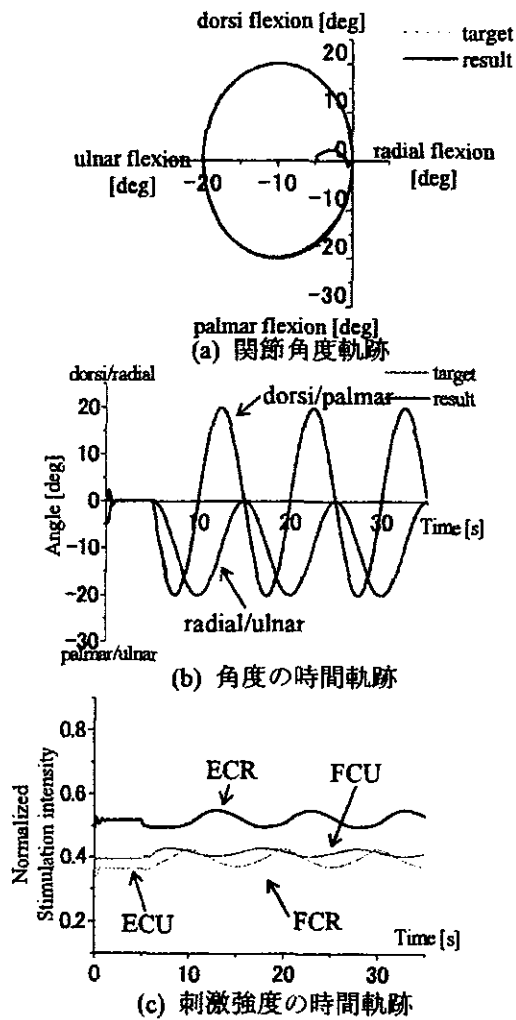


図 4. 鉛直姿勢におけるシミュレーション結果

な場合には、今回のシミュレーションでは橈屈方向に屈曲する特性で表現することとした。

### 5-2 軌道追従実験

実験により得られた入出力特性から、目標軌道を橈屈/尺屈：10deg、掌屈/背屈：20degの楕円軌道とし、軌道の中心を尺屈方向に10deg移動することとした。上肢を鉛直下向きの姿勢で制御した結果を図3に、計算機シミュレーションによる結果を図4に示す。被験者においては、疲労を生じていることが刺激強度の時間軌跡より推測されるが、1周目にオーバーシュートを生じている他は、良く制御できているといえる。一方、シミュレーションでは3周とも適切に制御できており、刺激強度にも再現性がある。

鉛直下向きの姿勢で求めた制御器パラメータを使用し、上肢の姿勢を水平にして制御した結果を図5に、計算機シミュレーションによる結果を図6に示す。被験者においては、目標軌道からのずれが大きく、適切に制御できている

とはいえ、刺激強度が最大値で飽和している筋もある。また、シミュレーションにおいても、適切な追従制御ができずに振動したり、オーバーシュートしたりすることが確認できる。また刺激強度も最大値で飽和する筋があることも確認できる。

### 6. 考察

上肢を鉛直下向きの姿勢にしたときに決定した制御器パラメータを使用して、上肢の姿勢を水平にして制御した結果、今回の被験者の実験では適切に制御を行うことはできなかった。これは、上肢を鉛直下向きの姿勢にした場合と、地面に対して水平にした姿勢の場合とでは各筋の入出力特性が異なることによると考えられる。図7に、両方の姿勢で計測した入出力特性を示すが、制御の際の刺激最小値や最大値、特性の傾きの変化などが、姿勢が異なると大きく異なる場合があることが分かる。このことから、上肢を鉛直とした姿勢のときと水平とした

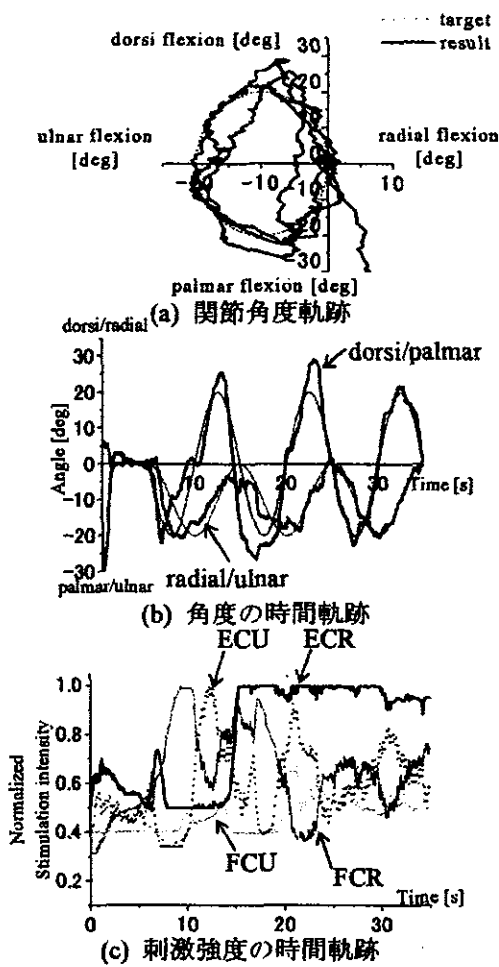


図5. 水平姿勢における被験者の制御結果

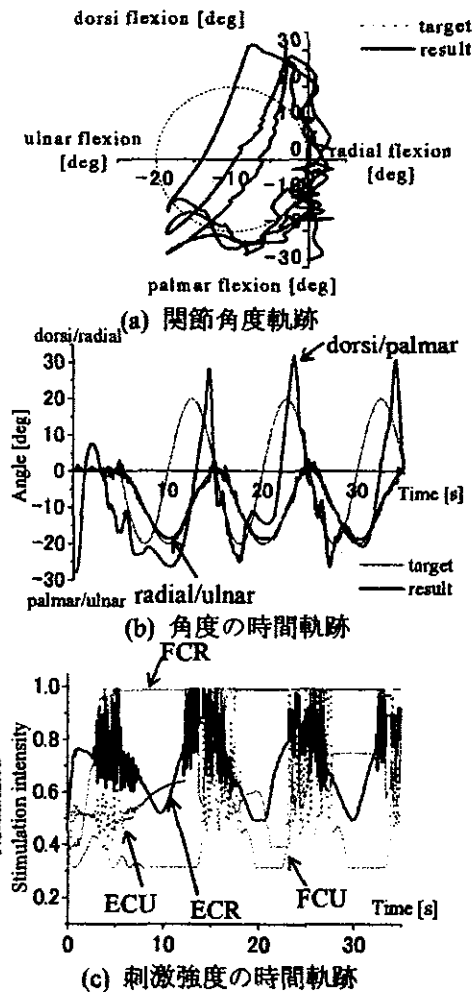


図6. 水平姿勢におけるシミュレーション結果

姿勢のときで制御器パラメータも異なることが予想され、今回の被験者の場合、姿勢を変えると制御が適切に行えなかったものと考えられる。

計算機シミュレーションでは、鉛直の姿勢では制御が適切に行えること(図4)、水平の姿勢では制御が適切に行えないこと(図6)を予測しており、これらは実験結果と定性的に一致している。このことから、構築した筋骨格モデルによる被験者の実験結果の予測は、概ね妥当であると考えられる。そこで、上肢の姿勢を水平にして得られた各筋の入出力特性(図7)をモデルで近似的に表現し、上肢を水平姿勢にした場合の追従制御を試みた。このとき、ステップ応答から得られる制御器パラメータに関しても、上肢を水平の姿勢にしたときの特性を使用した。シミュレーション結果を図8に示す。尺屈角度が目標角度に達していないものの、鉛直の姿勢で決定した制御器パラメータによるシミュレーション結果に比べ、適切に制御が行えているといえる。このことから、上述のように、姿勢の変化による筋の入出力特性の変化が、リアルタイムパラメータ調整法を用いた制御に大きく影響することが示唆される。尺屈角度が不足

した原因は、初期状態において手関節が尺屈しており、FCUの尺屈方向の入出力特性については、初期状態から屈曲しない特性となっていることが影響していると考えられる。つまり、このような特性のために、掌屈時にFCUによる尺屈が生じにくい制御器パラメータになっていたと推測される。

上肢の姿勢を水平とした場合、被験者の実験では、前腕を台の上に乗せることで肘関節の伸展および屈曲が大きく制限された。一方、シミュレーションでは、肘関節に発生するトルクを0として固定した。肘関節を固定しない条件でシミュレーションを行った場合、今回のシミュレーション結果とほぼ同様の結果が得られている。これらの結果から、シミュレーションで固定方法が異なっても被験者の結果を定性的に予測できているので、固定法について大きな問題はないと考えられる。しかしながら、シミュレーション条件については、より実験条件に近くなるように検討することが必要かもしれない。

7. まとめ

本報告では、リアルタイムパラメータ調整法

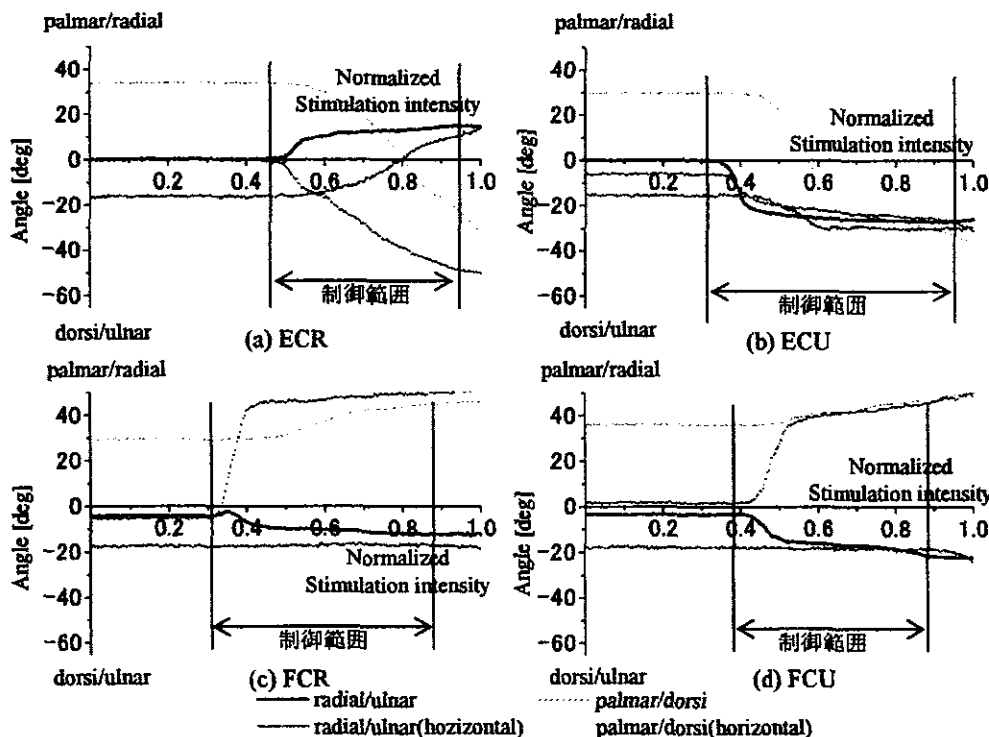


図7. 鉛直状態での入出力特性と水平状態の入出力特性の比較  
(図中の制御範囲は、鉛直姿勢の場合に使用した制御範囲を示している)



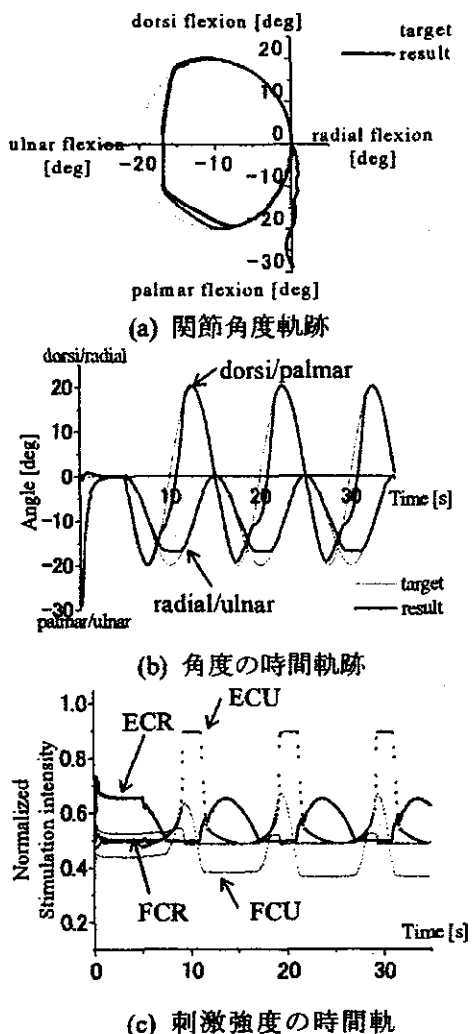


図8. 水平姿勢における制御器パラメータを使用したシミュレーション結果

による閉ループ FES 制御について、上肢の姿勢が異なる場合の制御を検討した。手関節 2 自由度運動の FES 制御において、健常被験者での制御結果と筋骨格モデルによる計算機シミュレーションの制御結果を比較し、筋骨格モデルが実験結果を定性的に予測できていることを確認し、モデルシミュレーションの妥当性が示されたといえる。また、計算機シミュレーションを通して、姿勢の変化による筋の入出力特性の変動が、リアルタイムパラメータ調整法を用いた制御に大きく影響することを示唆した。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金、厚生労働省科学研究費補助金の補助を受けた。記して感謝する。

参考文献

- [1] 渡辺, 飯沢, 黒沢, 星宮: “機能的電気刺激による手関節 2 自由度の多チャネル PID 制御法” 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J85-D-II, No.2, pp.319-328(2002)
- [2] K.Kurosawa, T.Watanabe, R.Futami, N.Hoshimiya and Y.Handa: “Development of a Closed-loop FES System Using 3-D Magnetic Position and Orientation Measurement System” J.AUTOMATIC CONTROL, Vol.12, No.1, pp.23-30 (2002)
- [3] 大塚, 渡辺, 吉澤, 星宮: “FES 制御法のための筋骨格モデルの構築” 第 10 回日本 FES 研究会学術講演会, pp.9-14 (2003)
- [4] 渡辺, 帖佐, 吉澤, 星宮: “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, pp.135-138 (2004)
- [5] 渡辺, 松平, 黒沢, 星宮, 半田: “多チャネル閉ループ FES 制御器のリアルタイムパラメータ調整の基礎的検討” 第 9 回日本 FES 研究会学術講演会, pp.32-35 (2003)

光素子を用いた頭部運動による  
 障害者用制御命令入力装置に関する基礎的検討  
 -第2報：光通信部におけるパルス変調方式の検討-

○林 剛哉 村上 肇 渡辺 高志\* 星宮 望\*\*  
 新潟工科大学 \*東北大学 \*\*東北学院大学

Fundamental study on control command input system by using head movement  
 with photo devices for handicapped  
 - Part 2: Pulse modulation method  
 in the optical link -

○Takaya Hayashi Hajime Murakami Takashi Watanabe\* Nozomu Hoshimiya\*\*  
 Niigata Institute of Technology \*Tohoku University \*\*Tohoku Gakuin University

1 はじめに

運動機能障害者が機能的電気刺激 (FES) を使用して麻痺した運動機能を再建するには、使用者の意思をシステムに的確に伝達する装置が必要となる。四肢麻痺など重度の運動機能障害者が使用する場合、入力の候補として頭部運動が考えられる。我々は、作業空間内に受光素子を配置し、頭部運動によって所望の命令に対応する素子にレーザー光を照射することで命令を選択するシステムの研究を進めている<sup>(1)</sup>。

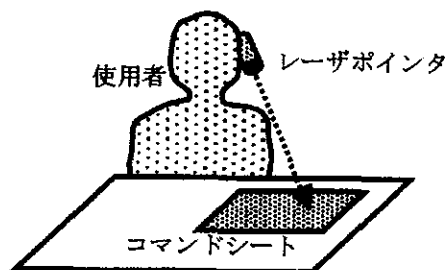
過去に提案した方式では、背景光検出素子を独立に設け、その出力電圧と、命令選択用素子の出力電圧との比較によってレーザー光照射の有無を判定していた<sup>(1)</sup>。その場合、装置が大きくなるにつれて背景光検出素子と命令検出素子とが離れ、背景光量に差が生ずる。そして、背景光検出素子が作業空間の光環境を正しく反映しなくなると、命令の選択ができない可能性がある。

そこで本研究では、背景光電圧との比較ではなく、レーザー光をパルス変調することで信号検出するシステムを試作し、その実現可能性を確認したので報告する。

2 システムの概要

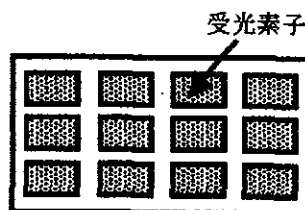
2.1 概念設計

システムを概念を図1に示す。本システムは、使用者の頭部 (例えば眼鏡フレーム) に取り付



作業空間

(a) システムの全体像



(b) コマンドシート

図1 システムの概念

けるレーザーポインタと、机上に設置する「コマンドシート」から構成される。コマンドシートは、制御命令に対応した受光素子を複数個配置したものである。通常は、受光素子には作業空間の光環境によって背景光が入射し、それに応じた電圧が得られる。使用者が制御命令を選択する時には、命令に対応した受光素子をレーザーポインタで指示する。その場合、受光素子からは、背景光電圧にレーザー光電圧が重畳した出力が得られる。システムは、重畳分を検出することで、その制御命令が選択されたことを認識する。

これまでの試作システムでは信号検出方式としては、レーザー光で選択される受光素子の電圧と、背景光検出用の素子の電圧とを比較していた。本研究では、背景光検出素子を用いずに、命令選択用受光素子のみでレーザー光照射を判定する方式を提案する。すなわち、照射するレーザー光にパルス変調を行う。受信側では、バンドパスフィルタによって信号のみを検出する。背景光は周波数成分が変調信号と異なるため、フィルタで除去される。

## 2.2 試作システム

試作システムは図2のように、送信側としてパルス変調のための発振器、発光素子であるレーザーポインタ、受信側として机上に配置する受光素子、他の光源からのノイズを除去するためのフィルタ、評価用のコンピュータから構成されている。

白熱電球や蛍光灯は、通常の交流であれば100~120Hz、インバータを用いている場合にはそれ以上の周波数の光を発生するので、レーザー光の変調周波数はそれより小さいことが望ましい。しかしレーザー光の変調周波数が10Hz程度では、使用者が光の点滅を感じて不快になる。そこで、変調周波数を50Hzとした。なお発振器は岩崎通信機製SG-4111を用いた。

発光素子は、レーザーポインタ（プラス社製

LP-050、最大出力1mW（クラス2）の発光部を取り出し、図3のように眼鏡フレームに固定した。寸法は長さ35mm×高さ22mm×厚さ（レンズ部直径）12mm、重量は約5gである。電源、発振器、およびスイッチング回路は、コードを介して手元に置いた。

受光素子はEG & G Vastec社製可視光導電素子VT43N2を採用した。暗抵抗は300kΩ以上、10ルクスの入射に対して8~24kΩの抵抗値をとる。この受光素子の抵抗値の変化により光を検出する。受光量が大きいほど受光素子の電圧は小さくなる。

フィルタは、エフエヌ回路設計製P-82を用いてバンドパスフィルタを構成し、通過帯域を40~60Hzとして、信号検出する。

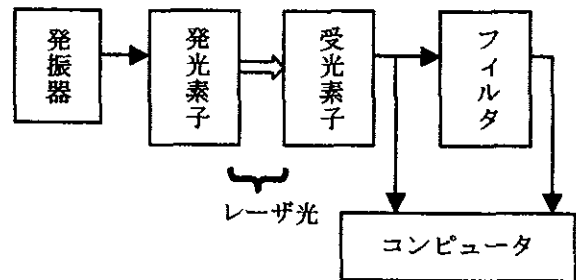


図2 試作システムの基本構成



図3 発光素子

### 3 信号強度の測定

#### 3.1 実験方法

前章で述べた試作システムを用いて、本研究で提案する方式の実現可能性を確認する。まず、システムを使用する光環境を想定し、検出する信号強度を測定した。本システムを使用する光環境条件として、(a)蛍光灯下の室内、(b)蛍光灯下の室内における電気スタンドの使用、(c)蛍光灯下の室内で使用者の横に立つ人物が受光素子の上に身を乗り出した状態、(d)直射日光の当たらない屋外、(e)直射日光の差す室内、を考える。なお、(b)において電気スタンドは受光素子上30cmに23Wの白熱電球が位置するようにした。

頭部運動による機能的電気刺激 (FES) システムの操作を想定して、信号強度測定を実施した。頭部運動による発光素子操作は、健常者(24歳、男性)が行った。

(a)~(e)の条件で机上にシステムを配置し、操作者はその前の椅子に座った。そして発光素子を頭部運動で操作し、それぞれの条件において受光素子にレーザ光を5秒間照射し、受光電圧とフィルタ後の電圧を測定した。なお、レーザ光の非照射中の受光状態を調べるため、レーザ光照射の前後それぞれ5秒間でも電圧測定を行った。

信号強度の評価をコンピュータ上で行うため、電圧信号をサンプリング周波数200HzでAD変換した。照射状態・非照射状態とも5秒間であるが、中間の3秒間について電圧の実効値であるrms値を計算し、それによって信号弁別のしきい値を定めた。

#### 3.2 実験結果

実験風景を図4に示す。なお、いずれの条件でも発光素子から受光素子までは、水平距離60cm、垂直距離40cmであった。

条件(a)~(c)を連続して実施した場合のシステムの出力電圧を図5に示す。グラフ上段に

は、受光素子出力電圧 (以下「受光電圧」)、下段にはフィルタ出力電圧 (以下「フィルタ電圧」) を示している。受光電圧波形では、レーザ非照射状態において、それぞれの光環境条件 (すなわち背景光) に応じた電圧が発生している。背景光は(c)、(a)、(b)の順に大きくなるので、受光電圧はその順に小さくなる。

レーザ光照射状態においては、パルス変調されたレーザ光に対応する信号が重畳している。一方、フィルタ電圧波形では、レーザ非照射状態では電圧がほとんど発生していない。これは、背景光の主たる周波数成分がフィルタによって阻止されたためである。また(a)から(b)、(b)から(c)の背景光の変化も現れていない。フィルタを用いることで、レーザ光のみを抽出することができる。

条件(d)、(e)の出力電圧を図6、7に示す。波形の傾向としては、条件(a)~(c)と同様であった。しかし、太陽光の影響を受ける(d)、(e)は、背景光が大きい場合ために受光電圧が小さくなり、レーザ光成分の識別が困難であった。

取得した電圧波形から計算したrms値を表1に示す。条件(a)~(c)では、フィルタ電圧の信号強度の違いによって、レーザ光入射が判定できる。非照射状態である0.005~0.007Vと、照射状態である0.043~0.083Vを識別するしきい値としては、それらの中間の0.02V程度が妥当であると思われる。

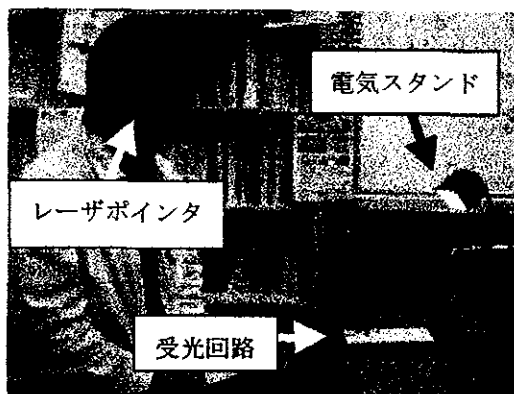


図4 実験風景