

と足関節の中間)、足背部(足関節と中足指節関節の中間)に取り付けた。図1における各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度の認識方向を示しており、歩行動作により矢印の方向に回転成分が検出されるとジャイロスコープより正の出力が得られる。

ジャイロスコープの出力信号を基に識別される歩行期の妥当性を評価するため、足底の接地のタイミングをアルミ板を用いて計測した。靴の爪先と踵にアルミ箔を装着し、床上のアルミ板との接触状態を検出した。それら足底の接地状態により、下記の4種類の歩行期を識別した。

- 1) 爪先と踵が着床: 立脚中期
- 2) 爪先が着床, 踵が離床: 踵離床期
- 3) 爪先と踵が離床: 遊脚期
- 4) 爪先が離床, 踵が着床: 踵接地期

ジャイロスコープの出力信号は、L.P.F. (2次, $f_c=22.6\text{Hz}$, $Q=0.71$) 処理した後、120Hz サンプリングによりパーソナルコンピュータに取り込んだ。

実験は生体実験に関する承諾を得た健康被験者3名(19-22歳男子)に、幅1m、長さ8mのアルミ板の上で、普通と感じる速度(通常速度)での歩行を10回ずつ行わせた(片足6歩)。

3. 歩行期の識別方法の検討

3.1 識別方法

前述の計測方法で測定した歩行時のジャイロスコープの出力波形の一例を、歩行期と共に図2に示す。図2において体幹に装着したG1とG2ではセンサの出力が小さく、下肢に装着したG3, G4, G5ではセンサの出力が大きくなっていることがわかる。歩行実験では5個のジャイロスコープを用いたが、歩行期の識別には、足背に装着したジャイロスコープ(G5)の出力のみを用いることにした。G5を用いたのは出力信号の増減が明確

であり、装着位置が足部にあるため、足底の状態と関連性が高い出力信号を取得できると考えたからである。

本報告では、遊脚期{(3)}とそれ以外の立脚期{(1), (2), (4)}の2種類の歩行期の識別を検討した。遊脚期開始時には足関節底屈が生じ、着床まで背屈が起こり、着床後に底屈する。そのため、G5の出力は遊脚期の開始において負から正に変化し、遊脚期の終了(立脚期の開始)において正から負に変化す

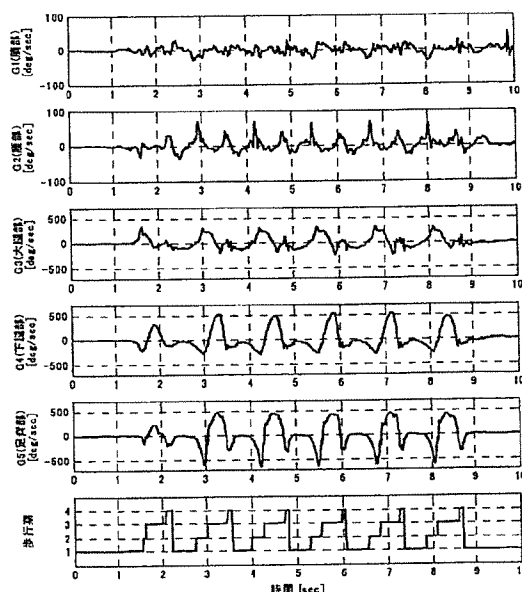


図2 ジャイロスコープで計測した角速度(被験者A)。ジャイロスコープの取り付け位置は図1を参照。歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期。

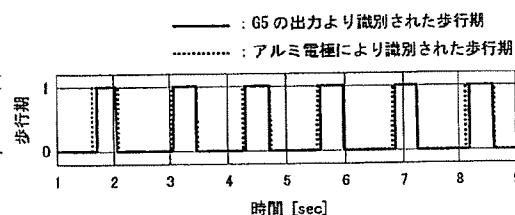


図3 G5の出力を用いた遊脚期と立脚期の識別結果。歩行期: 0) 立脚期, 1) 遊脚期。

ると推測される。そこで、遊脚期と立脚期の識別の方法として、G5 の出力が正のときに遊脚期とし（方法 A）、負のときに立脚期とする方法を検討した。しかし一方で、図 2 より上記の方法（方法 A）では遊脚期の開始を遅れて検出することも考えられるので、遊脚期の開始を識別する方法として、G5 の出力のマイナスのピーク値を検出し遊脚期とする方法も検討した（方法 B）。

3. 2 識別結果

上記の方法を用いて遊脚期（方法 A）と立脚期の識別を行った結果の一例を図 3 に示す。図 3 の結果より、ジャイロスコープの出力により識別される歩行期は、アルミ電極により識別される歩行期に比べて、遊脚期の開始は少し遅れて識別され、立脚期の開始は少し早く識別される傾向があることが分かる。

被験者毎に平均して求めた、アルミ電極で計測した歩行期に対するジャイロスコープの出力から求めた歩行期の遅れ時間を表 1 に示す。表 1 の結果より、遊脚期の開始の識別については、方法 A ではジャイロスコープの出力による検出の方が遅く、方法 B ではジャイロスコープの出力による検出の方が早く識別されたことがわかる。立脚期の開始では、アルミ電極とジャイロスコープの出

力による識別が、ほぼ同程度のタイミングで識別できることが分かった。

被験者毎の総歩数は 60 回であり、全被験者において遊脚期の開始と立脚期の開始を識別できないことは無かった。また、遊脚期の開始においては、方法 A と方法 B 共に誤って識別することは無かったが、立脚期の開始においては、被験者 B で 2 回、被験者 C で 3 回誤って識別した。誤って識別した場合の一例を図 4 に示す。誤って識別されたのは、図 4 の一歩目の立脚期の開始の識別において複数回識別した場合と、歩行終了時に歩行動作を停止することにより急激な着床が起こり G5 にパルス状の出力が見られた場合であった。

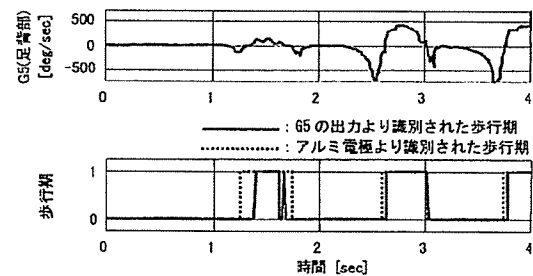


図 4 誤って識別した例。歩行期：0) 立脚期、1) 遊脚期。

表 1 アルミ電極で計測した歩行期に対するジャイロスコープの出力から求めた歩行期の遅れ時間。表内の数値でマイナスの値はジャイロスコープの出力から求めた歩行期の方が早く識別したことを示す。

	Subject A	Subject B	Subject C	Average
遊脚期の開始 (方法 A) [msec]	48.9±18.0	47.2±26.6	41.9±9.4	46.0±19.6
遊脚期の開始 (方法 B) [msec]	- 41.1±28.7	- 50.0±13.0	- 55.7±10.0	- 49.0±20.0
立脚期の開始 [msec]	- 7.6±12.2	- 3.9±23.3	- 4.4±20.9	- 5.3±19.5

4. 考察

歩行 1 周期にかかる時間は 3 名の被験者の平均で 1.22 ± 0.06 [sec] であり、歩行 1 周期の時間に対する遅れ時間の割合は 3 名の被験者の平均値で、方法 A による遊脚期の開始の識別において 3.8[%]、方法 B による識別において -4.0[%]、立脚期の開始において -0.4 [%] とどの識別においても僅かなものとなった。立脚期の開始においては、アルミ電極を用いた場合とほぼ同程度のタイミングで識別しているが、標準偏差の値が比較的大きな値となった。しかし、歩行 1 周期の時間に対するこの標準偏差の割合は ± 1.6 [%] と僅かであり、本識別方法は安定性を有していると考えられる。

誤って識別した場合における共通事項として通常の歩行期の識別後に連続的に識別が行われていたことが挙げられることから、誤って識別された場合の解決策として、識別後に識別を行わない不感時間を設ける等の対処が考えられる。そこで、不感時間をその後の識別に影響が出ないように 0.3sec に設定し識別を行ったところ、誤って識別することは無くなった。このことから、不感時間を適当に設定することにより、歩行期を安定的に識別できることがわかった。

方法 A と方法 B による遊脚期の開始の識別を比較すると、方法 B の方はアルミ電極を用いた識別より早く識別できるため、リアルタイム処理における歩行期の識別方法として有用であると考えられる。

今回の実験では遊脚期と立脚期の識別を対象にしたが、更に詳細に足底の状態を認識できるように 4 種類の歩行期をジャイロスコープにより識別する方法を開発する必要がある。そのため、今後は複数のジャイロスコープの出力を組み合わせて利用することも必要になると考えられる。

5. まとめ

本報告では、下肢関節角度計測のために体幹、大腿部、下腿部、足背部に装着した圧電式ジャイロスコープを用いることで、遊脚期と立脚期の 2 種類の歩行期を識別することの実現可能性を健常被験者における歩行実験により検討した。その結果、参照データ取得のために用いたアルミ電極により計測される歩行期との時間的な差が僅かであり、識別できないことが無く、また、誤って識別することがほとんど無かったことから、安定性と信頼性の高いシステムを構築可能であることを示した。今回は遊脚期と立脚期の識別を検討したが、更に詳細に足底の状態を認識できるように 4 種類の歩行期を複数のジャイロスコープにより識別する方法を開発する必要があると考えられる。

謝辞

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

参考文献

- [1] T. Bajd, A. Kralj, M. Štefancič & 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] R. Williamson & B. J. Andrews: Gait Event Detection for FES Using Accelerometers and Supervised Machine Learning, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol.8, no.3, pp.312-319, 2000.
- [3] 本井幸介, 田中志信, 野川雅道, 山越憲一: 姿勢・歩行速度の無拘束同時計測法に関する基礎検討, *生体医工学*, vol.41, no.4, pp.273-279, 2003.
- [4] 久下幸子, 倉田聡, 牧川方昭, 高橋歩, 香川哲也, 徳江林三: 日常生活における下肢運動の計測, 第 19 回バイオメカニズ

ム学術講演会講演予稿集, pp.157-160,
1998.

[5] 古瀬則夫, 渡辺高志, 星宮望: 圧電式ジ
ャイロスコープを用いた下肢関節角度の
簡易計測法, 生体医工学, vol.43, no.4,
pp.538-543, 2005.

[6] N. Furuse, T. Watanabe & N. Hoshimiya:
Gait Re-education System for Incomplete
Spinal Cord Injured Patients - Measurement
of Hip Joint Angle by Piezoelectric
Gyroscope -, Proc. of the 11th Annual
Conference of the International Functional
Electrical Stimulation Society, pp.228-230,
2006.

Knowledge Engineering Approach in Developing Framework of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES

○ Achmad Arifin Takashi Watanabe*

Institute of Technology Sepuluh Nopember
*Information Synergy Center, Tohoku University

1. Introduction

Our previous computer simulation test showed that fuzzy controller would be effective in controlling multi-joint movements of FES-induced gait [1]. In the study, we implemented the cycle-to-cycle control based on a concrete framework for multi-joint control that was developed through a knowledge engineering approach. It was a novel approach since in the previous researches the cycle-to-cycle control was not explored based on a clear framework and tested in simplified system, such as single-joint control [2], [3]. By using the framework, design and implementation of the cycle-to-cycle control for multi-joint control was easy.

The objective of this paper is to present the knowledge engineering approach in developing the framework of the cycle-to-cycle control for swing phase of hemiplegic gait induced by FES. Section 2 describes a general description of the knowledge engineering. Section 3 describes steps of knowledge engineering approach in our study including knowledge acquisition, knowledge representation, and system implementation. Discussions and conclusions of this paper are given in sections 4 and 5, respectively.

2. Knowledge Engineering

Knowledge engineering is a method of construction of a knowledge-base system through investigation of a particular field, learns what concepts are important in the field, and creates formal representations of the objects and the relation in the field [4]. The steps of the knowledge engineering process might different among the projects. Generally, the following steps are included [4], [5]:

- a) Task definition. In this step, the knowledge engineer must make a clear definition and range of the task.
- b) Assemble the relevant knowledge. In this step, the knowledge engineer must perform a process called knowledge acquisition. Main objective of the knowledge acquisition is to extract a clear concept of the domain. This step is usually performed by survey, analysis, etc., that can result in a concept of the domain being studied.
- c) Knowledge representation. An appropriate structure to a formal representation of the knowledge base and inference mechanism are constructed in this step. The formal representation includes selection of nomenclature, functions, and constants.

Representing the concept captured in the knowledge acquisition is known as ontology. The ontology of the domain being studied is also performed in this step.

- d) Development and testing. Design details of the knowledge-based system are implemented in this step. All aspects of the system must be tested to verify performance of the system.

3. Development of Framework of the Cycle-to-cycle Control for Swing Phase of FES Hemiplegic Gait

The cycle-to-cycle control method can be realized by using such knowledge about mechanisms of the joint movements during swing phase of gait and functions of the lower limb muscles. Therefore, we developed the framework of the cycle-to-cycle control through a knowledge engineering approach. The process of the approach in developing the framework is described in the following subsections.

3.1. Task Definition

The main task is to establish a concrete framework to realize the cycle-to-cycle control method. The task can be accomplished by the following sub tasks:

- a) To extract the knowledge about mechanisms of joint movements of the lower limb during level gait through gait analysis of normal level gait.
- b) To extract the relationship of joint movements and the schedule of muscle stimulation through assessment of functions of the muscles around the joint of human lower limb. The functions of the lower limb muscles are in the human anatomy literatures [6], [7].
- c) To capture parameter values of the joint movements in level gait that will be useful in realization of the cycle-to-cycle control.

3.2. Knowledge Acquisition

The knowledge acquisition process contains of two process of knowledge acquisition: the first is knowledge acquisition through gait analysis of human gait, and the second is functional assessment of muscle of human lower limb. This assessment aimed to make a stimulation schedule for each muscle during swing phase of gait.

In the first knowledge acquisition, an experiment to measure the hip, knee, and ankle joint angles during level

gait was performed with five healthy subjects. Profile data of the joint angle trajectories generated by averaging 100 single stride data. The profile in Fig 1 is given in the average and standard deviation. In a cycle of gait, the hip joint moves in sagittal plane through two arcs of motion: extension exceeding the neutral position during the stance phase and flexion in the swing phase. The knee joint passes through four arcs of motion: flexion and extension during the stance phase and the swing phase. The ankle joint moves through five arcs. The first three motions in the stance phase are plantarflexion, dorsiflexion, and then plantarflexion. During the swing phase the ankle joint dorsiflexes to a few degrees above neutral position and then gradually plantarflexes till end of the swing phase.

Control of the joint movements by FES during swing phase gait was aimed to generate the joint movements mimicking the joint movements of the normal gait as shown in Fig. 2. As shown in the figure, initial positions of the joints as marked by * are the maximum hip flexion angle, the maximum knee flexion angle, and the maximum ankle dorsiflexion angle (in the stance phase). From the initial positions, the ankle joint plantarflexes to a maximum ankle plantarflexion angle, the knee joint flexes to a maximum knee flexion angle and the hip joint flexes to a maximum hip flexion angle (position 1, 2, and 3, respectively in Fig. 2). From the position 1, the ankle joint dorsiflexes to a maximum ankle dorsiflexion angle (position 4) and then quasi plantar flexes till initial contact (position 5 of ankle joint angle). From the position 2, the knee joint extends to a maximum knee extension angle at the end of swing phase (position 5 of the knee joint angle). The hip joint angle extends from position till an initial contact angle of the hip joint (position 5).

Using the cycle-to-cycle control method, although the controlled joint angles are not controlled to follow

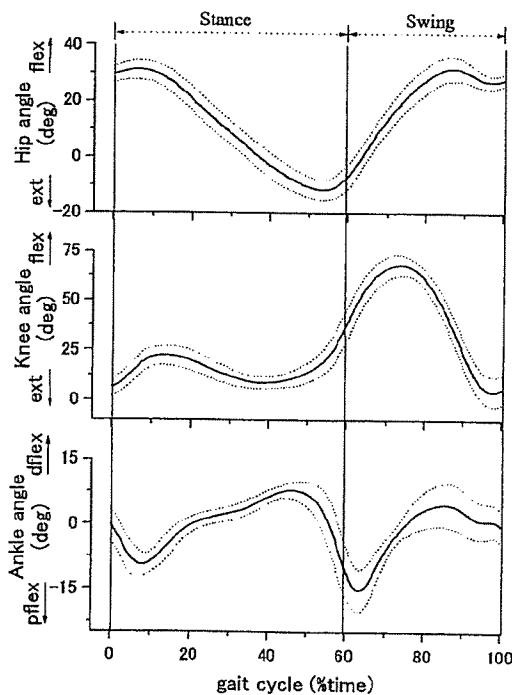


Fig. 1. Profile of trajectories of joint angles.

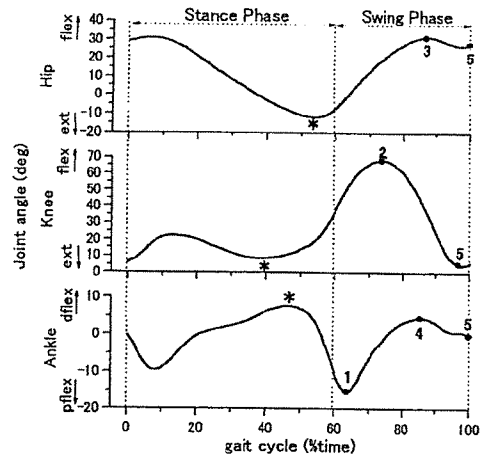


Fig. 2. Trajectory of normal gait used in the knowledge acquisition. Detailed description is given in the text.

the desired joint trajectories continuously, they can be restored by mimicking the joint movements of the normal gait. The knowledge about functions of the muscles of the lower limb is crucial in determining pattern of the electrical stimulation to generate the FES-induced gait as similar as possible to normal gait. Eight muscles around the lower limb joints were considered to be electrically stimulated to produce movements of the hip, knee, and ankle joints in restoring the swing phase. The stimulated muscles of the lower limb are shown in simplified feature in Fig. 3. The muscles included the bi-articular muscles, i.e., the biceps femoris long head (BFLH) as knee flexor and hip extensor, the rectus femoris as knee extensor and hip flexor, and the gastrocnemius medialis as ankle plantarflexor and knee flexor. The vastus lateralis, the vastus medialis, and the vastus inter-medialis were considered as one muscle group. We performed functional assessment of lower limb muscles as shown in Table 1 relating to the mechanisms of the joint movements during swing phase to determine the stimulation schedule for the cycle-to-cycle control.

3.3. Knowledge Representation

The objective of the control of swing phase by using

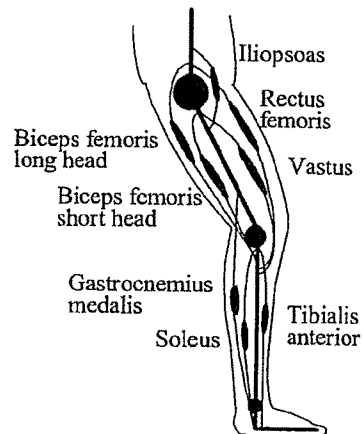


Fig. 3. Muscles around the lower limb.

the cycle-to-cycle control method is to generate the joint movements as in the normal gait as shown in Fig 2. During the swing phase, the joints move in a number of motion arcs. The peak of each motion arc was assigned as the target joint angle, i.e., the maximum knee flexion, the maximum ankle dorsiflexion, etc. The ontology of the joint movements of the swing phase contains the mechanisms of the joint movements during swing phase captured in the knowledge acquisition and the vocabularies assigned to be used in the domain of the cycle-to-cycle control are summarized in Fig. 4.

The stimulation of the muscles related to the joints induces the movements reaching the target joint angles. The target joint angles were determined by the average values of the joint angle parameters of the swing phase of the normal gait. Parameter $\Delta\theta$ was introduced in order to evaluate whether the target joint angle was reached or not. The $\Delta\theta$ of each controlled joint angle was set by average value of intra-subject standard deviation of each target joint angle from the gait analysis. The values of the target joint angles and the $\Delta\theta$ are shown in Table 2. Initial positions of the hip, knee, and ankle joints of the controlled swing phase are marked by asterisks. They are the maximum hip flexion of the stance phase, the maximum knee extension of the stance phase and the maximum ankle dorsiflexion of the stance phase. From the initial positions, the ankle, knee, and hip joints move to the maximum ankle plantarflexion angle, the maximum knee flexion, and the maximum hip flexion angle, respectively. The ankle joint dorsiflexes from the maximum ankle plantarflexion angle to the

Table 2. Target joint angle and $\Delta\theta$

Joint	Angle	Target	$\Delta\theta$
Hip	max. flexion	32.4°	2.0°
	initial contact	29.4°	2.8°
Knee	max. flexion	69.0°	1.9°
	max. extension	3.6°	2.7°
Ankle	max. plantarflexion	-16.4°	3.4°
	max. dorsiflexion	4.9°	1.3°
	initial contact	-0.3°	1.3°

maximum ankle dorsiflexion angle. Then it plantar flexes until reaching the initial contact angle. The knee joint extends from the maximum knee flexion angle to the maximum knee extension angle at the end of the swing phase. From the maximum hip flexion angle, the hip joint gradually extends till the end of the swing phase and reaching the target of the hip joint angle at initial contact. Principally, the flexion and extension of the hip and knee joints can be induced by stimulating the flexors and the extensors of the joints, respectively. Gradual extension of the hip joint at the end of the swing phase can be generated by stimulating of the hip flexor to avoid sudden extension of hip joint by the gravity torque. Dorsiflexion and plantarflexion of the ankle joint can be activated by stimulating the ankle dorsiflexor and plantarflexor, respectively.

Sequence of the muscle stimulation is arranged in a stimulation schedule. The stimulation schedule to generate the joint movements of the swing phase is shown in Fig. 5. Stimulations of the iliopsoas, the BFSH and the BFLH, the vastus muscles and the rectus femoris, the gastrocnemius medialis, and the tibialis anterior 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 plantarflexion angle, and maximum ankle dorsiflexion angle, respectively. After the hip joint reached the target maximum hip flexion angle, the iliopsoas was stimulated again to keep hip flexion and reach the target of hip joint angle at initial contact. The tibialis anterior and the soleus were stimulated simultaneously to reach the target of ankle joint angle at initial contact. Beginnings of the muscle stimulation were at the maximum hip extension, maximum knee extension and maximum ankle

Table 1. Function of muscle of human lower limb

Muscle(s)	Function(s)
Iliopsoas	Hip flexor
Biceps femoris short head	Knee flexor
Biceps femoris long head	Knee flexor
Vastus muscles	Hip extensor
	Knee extensor
Rectus femoris	Knee extensor
Gastrocnemius medialis	Hip flexor
	Ankle plantarflexor
	Knee flexor
Tibialis anterior	Ankle dorsiflexor
Soleus	Ankle plantarflexor

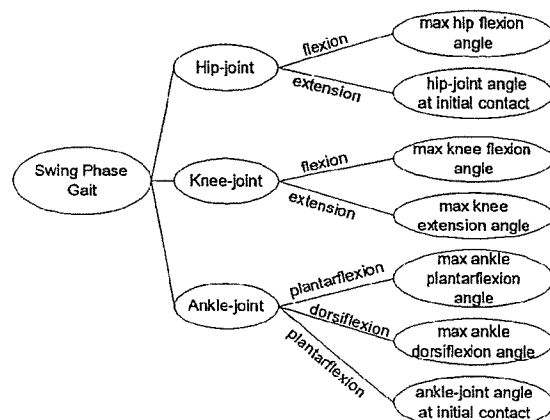
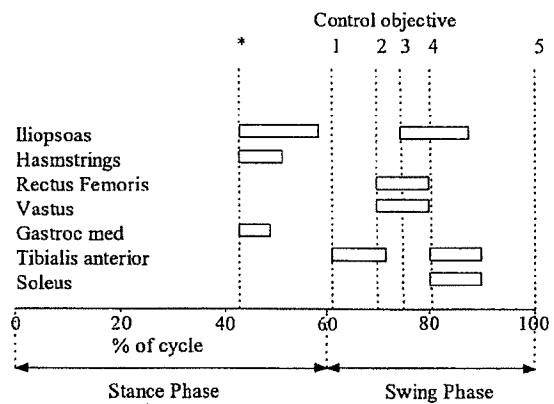


Fig. 4. Ontology of Swing Phase Gait.



Hamstrings: Biceps femoris short and Biceps femoris long

Fig. 5. Stimulation schedule for swing phase control using the cycle-to-cycle control method.

dorsiflexion angles at the end of stance phase. In our result of the gait analysis, timing of those maximum joint angles in a cycle of gait varied among subjects. In order to facilitate the feasibility test of the cycle-to-cycle control, these maximum joint angles were assumed to be occurred simultaneously.

3.4. System Implementation and Testing

The framework of the cycle-to-cycle control developed by the knowledge engineering approach was used in implementing the cycle-to-cycle control on fuzzy controller. By utilizing the framework, the cycle-to-cycle control method in controlling multi-joint movements was easily realized on the fuzzy controller. The design and test of the fuzzy controller was reported in [1]. Further testing of the stimulation schedule aimed to test the concept of the knowledge-based stimulation schedule was also performed [8]. The knowledge-based stimulation schedule was showed to be effective in realizing the trajectories of the controlled joint angles to be similar to the normal gait trajectories.

4. Discussions

The process of knowledge engineering in developing the framework of the cycle-to-cycle control was presented in this paper. By utilizing the knowledge engineering approach, the framework of the cycle-to-cycle control was designed easily. The framework could be designed based on the concept extracted by analysis of the mechanisms of the joint movements in the swing phase and functional assessment of the muscles around human lower limb.

Concept of the knowledge-based framework of the cycle-to-cycle control was represented in the ontology of the swing phase of gait and the vocabulary of the domain of the cycle-to-cycle control. By inferred the relationship between knowledge of the joint movements and the muscle function, the stimulation schedule could be constructed. This method of construction of the stimulation schedule was an alternative to traditional method. The traditional method was using trial and error method [9] or based on EMG pattern of normal subject [10]. Several manual corrections were required in experiment by using the traditional method. The knowledge engineering approach could be effective to develop a concrete framework of the cycle-to-cycle control method.

Computer simulation test of the cycle-to-cycle control method implemented on the fuzzy controller showed that the cycle-to-cycle control would be effective in controlling multi-joint movements of swing phase of gait [1]. The result showed that the knowledge engineering approach in developing the framework of the cycle-to-cycle control method was effective.

5. Conclusions

We described the process of knowledge engineering approach in developing the framework of the cycle-to-cycle control method for swing phase of FES-induced gait. The knowledge acquisition was performed by the analysis of measured normal gait and functional assessment of the muscles of human lower limb. The framework of the cycle-to-cycle control was expressed in the target joint angles and the stimulation schedule. The target joint angles determined from the gait analysis of the normal subject data. The stimulation schedule was designed based on the knowledge about the joint movements and the functions of the lower limb muscles. The effectiveness of the cycle-to-cycle control method realized on the fuzzy controller for swing phase FES-induced gait [1] reflected the effectiveness of the approach in developing of the framework of the cycle-to-cycle control described in this paper.

6. References

- [1] Arifin, T. Watanabe, and N. Hoshimiya, "Design of Fuzzy Controller of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES," *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, Vol. E89-D, No. 4, pp.1525-1533, 2006.
- [2] P. H. Veltink, "Control of FES-induced Cyclical Movements of the Lower Leg," *Med. Biol. Eng., & Comput.*, Vol., 29, pp. NS8-NS12, 1991.
- [3] H. M. Franken, P. H. Veltink, G. Bardman, R. A. Redmeyer, and H. B. K. Boom, "Cycle-to-Cycle Control of Swing Phase of Paraplegic Gait Induced by Surface Electrical Stimulation," *Med. Biol. Eng., & Comput.*, Vol., 33, pp. 440-451, 1995.
- [4] S. Russel and P. Norvig, "Artificial Intelligence: A Modern Approach," Prentice Hall, Inc., NJ, 2003.
- [5] A. Hart, "Knowledge Acquisition for Expert System," Kogan Page Ltd., London, 1986.
- [6] F. H. Martini, "Fundamentals of Anatomy and Physiology," Prentice Hall Inc., NJ, 2001.
- [7] W. Kapit and L. M. Elson, "Anatomy Coloring Book," Benjamin Cummings, NY, 2002.
- [8] A. Arifin, T. Watanabe, M. Yoshizawa, and 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," *Journal of Japanese Society for Biomechanisms*, Vol. 30, No. 1, pp. 31-25, 2006.
- [9] A. Kralj and T. Bajd, "Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury," CRC Press, Boca Raton, 1989.
- [10] R. Kobetic and E. B. Marsolais, "Synthesis of Paraplegic Gait with Multi-channel Nuromuscular Stimulation," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol. 2, pp. 66-78, 1994.

Temporal Resolution of the Skin Impedance Measurement in Frequency-Domain Method

Takenori Fukumoto, Gwang-Moon Eom*, Shigeo Ohba, Ryoko Futami, and Nozomu Hoshimiya

Abstract—The temporal-resolution of the frequency-domain method for the identification of the impedance locus depends on the basis frequency used in the current waveform construction, i.e., the higher basis frequency provides the better temporal resolution. The impedance locus can be characterized by the impedance parameters Z_0 , β , and τ_m . The frequency distribution of limited number of data in the impedance locus would affect the accuracy of the estimated impedance parameters. Therefore, we investigated the relationship between the estimation accuracy of the impedance parameters and the frequency coverage of the impedance locus in relatively low to high impedance conditions (dc impedance $Z_0 = 51 \text{ k}\Omega - 45 \text{ M}\Omega$). As the basis frequency, 100 Hz was enough for the usual impedance with Z_0 less than 203 k Ω . On the other hand, 10 Hz and 1 Hz were required for the medium-level ($Z_0 = 517 \text{ k}\Omega$), and high-level ($Z_0 = 45 \text{ M}\Omega$) impedance, respectively. The required basis frequency, accordingly the temporal resolution, depended much on the central relaxation time τ_m which affects the frequency distribution on the impedance locus. The results of this study are expected to serve as the reference of the frequency selection in the frequency-domain analysis of the skin impedance.

Index Terms—Basis frequency, central relaxation time, frequency-domain method, skin impedance, temporal resolution.

I. INTRODUCTION

The measurement of skin impedance locus [1] with high temporal-resolution is essential for the identification of the phasic change due to electro-dermal activity elicited by stress, emotional activity, sound, etc, since changes in skin impedance or the skin-electrode interface impedance can occur over time scales as short as seconds [2]. The impedance locus can also be used in the localization of low impedance points, e.g., acupuncture points.

Time-domain analysis [3], [4] and frequency-domain analysis [5]–[9] have been used for the measurement of skin impedance locus. Though the time-domain analysis with square-wave current has good temporal resolution [3], it suffers from poor accuracy of the measured impedance at high frequencies. The frequency-domain method has better accuracy at high frequencies and its temporal resolution depends on the used frequencies.

Manuscript received October 31, 2005; revised May 26, 2006. This work was supported in part by the Korean Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea under Grant 02-PJ3-PG6-EV03-0004. *Asterisk indicates corresponding author.*

T. Fukumoto is with Healthcare Business Company, Matsushita Electric (Panasonic), Yokohama, 224-8539 Japan (e-mail: fukumoto.takenori@jp.panasonic.com).

*G.-M. Eom is with the School of Biomedical Engineering, Konkuk University and also with the Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, 380-701 Korea (e-mail: gmeom@kku.ac.kr).

S. Ohba is with the Electrical Engineering Department, Tohoku University, Sendai, 980-8579 Japan (e-mail: ohba@ecei.tohoku.ac.jp).

R. Futami was with Tohoku University, Sendai, Japan. He is now with the Department of Human Support Systems at Fukushima University, Fukushima-shi, 960-1296 Japan (e-mail: futami@sss.fukushima-u.ac.jp).

N. Hoshimiya was with Tohoku University, Sendai, 980-8579 Japan. He is now with Tohoku-Gakuin University, Sendai, 980-8511 Japan (e-mail: nozomu@tscc.tohoku-gakuin.ac.jp).

Color version of Fig. 3 is available online at <http://ieeexplore.ieee.org>.

Digital Object Identifier 10.1109/TBME.2006.883742

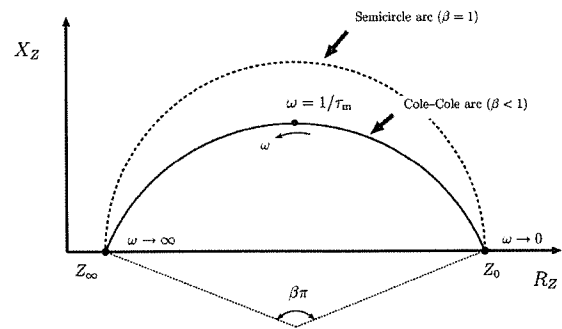


Fig. 1. General impedance locus and corresponding impedance parameters. Note that Z_0 , τ_m , β , and Z_∞ indicate the dc resistance, the central relaxation time, the deviation from Debye type ($\beta = 1$) semicircle, and the impedance at infinite frequency, respectively.

In the frequency-domain analysis, sampling at a limited number of preset frequencies [5], sweeping across a range of frequencies [7], [8], or an application of a digitally constructed current waveform consisting of many preset frequency components [6] have been used. It is noted that the temporal resolution of the frequency-domain method is dominated by the basis frequency i.e., the lowest frequency or the greatest common divisor of all frequencies. Therefore, to improve the temporal resolution, it is desirable to make the basis frequency as high as possible.

Fig. 1 shows general impedance locus called as Cole-Cole's arc [1] and corresponding impedance parameters (Z_0 , τ_m , β , and Z_∞). If we can identify the impedance parameters, the impedance value at any frequency on the impedance locus can be determined. Yamamoto *et al.* [5] identified the impedance parameters from three experimental impedance values to achieve 0.2 s temporal resolution. Searl and Kirkup [6], on the other hand, used 30 frequencies evenly distributed in the impedance locus with the basis frequency of 1 Hz to result in 3.25 s temporal resolution. Both above methods were verified for limited range of low impedance i.e., less than 150 k Ω .

However, the frequency distribution on the impedance locus significantly depends on the measured object and the skin-electrode condition, e.g., size, material, paste, and humidity and, therefore, it is important to determine the needed frequency components for the identification of the impedance parameters with acceptable accuracy, e.g., 2% error in various conditions. The motivation of this study is the question "How low frequency components are required, i.e., how high temporal resolution is possible, for the identification of the impedance parameters?" To answer for this question, we investigated the relationship between the estimation error of the impedance parameters and the frequency coverage (dominated by the basis frequency) for wide dc impedance range (51 k Ω –45 M Ω).

II. METHODS

A. Impedance Measurement and Parameter Estimation

The current $i(t)$ was constructed as (1) with multiple frequency components with identical intensity $|I|$ and phase θ_{i_n} (set to be zero) for all the frequency components. $|I|$ was adjusted in the range of 1–20 μA_{RMS} to develop the voltage of 1 V $_{\text{RMS}}$ to ensure similar signal-to-noise (S/N) ratios for all the experimental conditions. The measured voltage $v(t)$ can be described as (2) with the phase θ_{v_n} determined from the Fourier transform. The experimental impedance is determined by (3), where $I(j\omega_n)$ and $V(j\omega_n)$ are the Fourier-transform of $i(t)$ and $v(t)$, respectively, at ω_n . One important fact is that

TABLE I
 TEST RC MODELS FOR THE LOW TO MEDIUM LEVEL IMPEDANCE

Model no.	Impedance level	RC model		Reference impedance parameters			Test frequencies
		R[Ω]	C[F]	Z ₀ [Ω]	τ _m [ms]	β	
1	Low	51K	22n	51K	1.122	1	10, 20, 30, 40, 50, ..., 90 100, 200, 300, ..., 1000Hz
2	Medium1	203 K	14.9n	203K	3.02	1	10, 20, 30, 40, 50,
3	Medium2	517 K	89.1n	517K	46.06	1	100, 200, 300, 400, 500Hz
4	High	7-terms distributed network (see table 3)		45M	320.0	0.8	0.1, 0.2, 0.3, 0.5, 1, 2, 3, 5, 10, 20, 40, 100Hz

 TABLE II
 CORRESPONDENCE OF THE TEST CIRCUIT TO THE ACTUAL SKIN IMPEDANCE CONDITION

Model no.	Material	Size	Humidity	Skin-electrode interface	Electrode attachment site
1	Ag-AgCl	φ=10mm	normal (50~60%)	cream-paste	sweated palm/forearm
2	Ag-AgCl	φ=10mm	normal (50~60%)	cream-paste	non-sweated palm/forearm
3	Ag-AgCl	φ=10mm	normal (50~60%)	Solid-gel	non-sweated palm/forearm
4	Ag	φ=2mm	dry (40%)	Solid-gel	non-sweated forearm

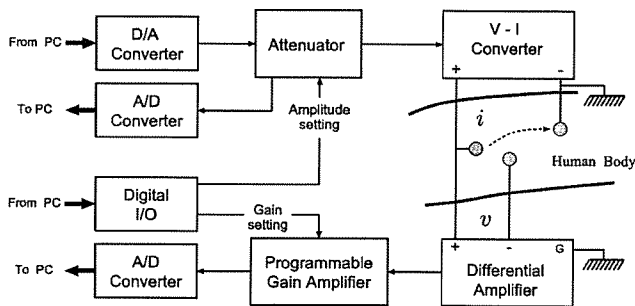


Fig. 2. Experimental setup for the skin-impedance measurement with three-electrode configuration. The current waveform constructed from PC is applied and the developed voltage is measured. Both the current and voltage are sampled with 20 kHz sampling rate.

the spectral leakage in Fourier-transform can be avoided by including only the multiples of the lowest or basis frequency (i.e., $\omega_n = n\omega_0$) in $i(t)$, which improves the accuracy of the measured impedance and dispenses the windowing operation

$$i(t) = \sum_n \sqrt{2}|I| \sin(\omega_n t + \theta_{i_n}) \quad (1)$$

$$v(t) = \sum_n \sqrt{2}|V_n| \sin(\omega_n t + \theta_{v_n}) \quad (2)$$

$$Z(j\omega_n) = \frac{V(j\omega_n)}{I(j\omega_n)} = R_{Z_n} - jX_{Z_n}. \quad (3)$$

The experimental setup for impedance measurement is shown in Fig. 2. The voltage developed by the current as well as the applied current was sampled with 20 kHz. In the actual experiment, test resistance-capacitance (RC) circuit models were used instead of the electrode and human skin to secure the reference impedance values, therefore, the voltage measurement was performed at the same leads as were used in the current feeding.

In this study, the impedance at infinite frequency, Z_∞ , in (4) is assumed to be zero, because it is usually very small in case of skin impedance measured by 2- or 3-electrodes [3], [5]. Accordingly, the impedance parameters to be determined are Z_0 , τ_m , and β , which are the dc resistance, the central relaxation time, and the degree of deviation from Debye type ($\beta = 1$) semicircle.

The experimental impedance parameters, which best-fits the experimental impedances, were identified through Levenberg-Marquardt

 TABLE III
 7-TERM DISTRIBUTED RC NETWORK FOR HIGH LEVEL IMPEDANCE MODEL

i	1	2	3	4	5	6	7
R _i [MΩ]	11.97	10.76	10.76	4.50	4.50	1.26	1.26
C _i [μF]	0.027	0.057	0.016	0.431	0.012	11.37	0.006

method using (4) as the fitting-function. The accuracy of each identified parameter was evaluated in terms of E_p as defined in (5), where N is the number of measurement (100 times in each test condition), p_r is the reference parameter value as listed in Table I, and p_c is the estimated parameter value from the measured impedances

$$Z(j\omega) = \frac{Z_0}{1 + (j\omega\tau_m)^\beta} \quad (4)$$

$$E_p = \frac{1}{N} \sum_i \left| \frac{1 - p_c}{p_r} \right| \times 100[\%]. \quad (5)$$

B. Test Conditions

Skin impedance was often modeled as the parallel circuit of 45–55 kΩ resistance and 20–25 nF capacitance [3], [5], [6]. As far as the electrode-skin interface is included in the measured impedance as in the 2- or 3-terminal method, the impedance depends fairly on the electrode type, the electrode attachment site, the electrode-skin interface and the environmental condition. In fact, in case of small searching electrode, the dc impedance becomes as high as 45 MΩ [10]. Therefore, the relationship between the accuracy of impedance parameters estimation and the frequency coverage should be investigated in the wide range of impedance. In this study, we designed four impedance conditions for the evaluation of the above relationship. The test RC values, the reference impedance parameters, and the test frequencies are specified in Table I. Correspondence of the test circuit model to the actual skin impedance measurement condition is shown in Table II.

The low-level impedance was designed as a parallel circuit of $R = 51$ kΩ and $C = 22$ nF which had often been used in the previous reports [3], [5], [6]. As for the medium-level impedance to be evaluated, we designed parallel RC circuits of $R = 203$ – 517 kΩ and $C = 14$ – 90 nF. The reference impedance parameters for these models were derived as $Z_0 = R$, $\beta = 1.0$, and $\tau_m = R * C$.

As for the high-level impedance, it was difficult to implement accurate R and C values in electrical circuit, because great R inevitably includes capacitance in itself. Therefore, the parameter estimation error

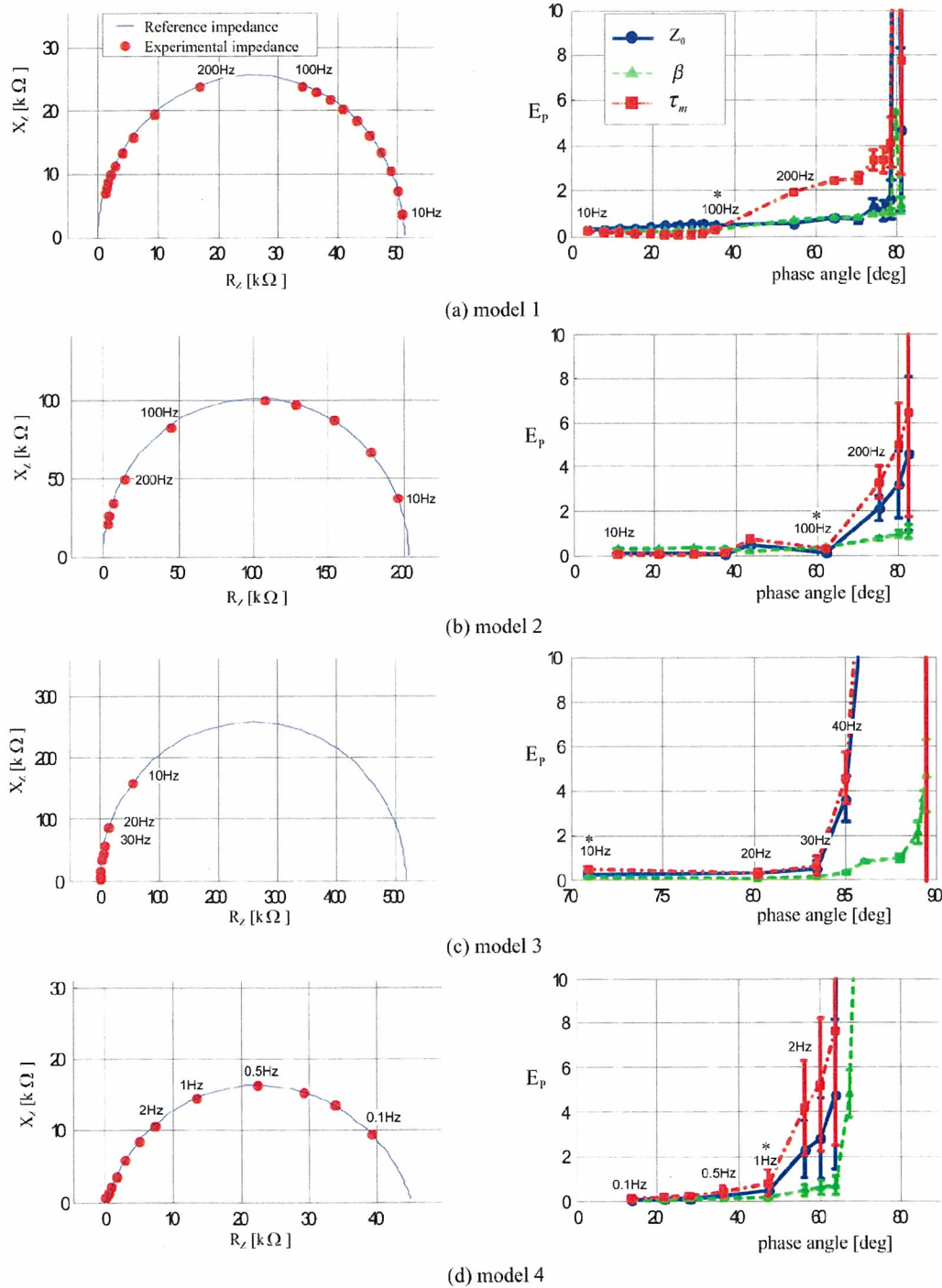


Fig. 3. Test results of the low- to high-level impedance. Left: Impedance locus, right: Parameter estimation error where the basis frequency as high as possible is indicated by *. See text for the details.

was investigated with a simulation model under 30–60 dB S/N conditions. The actual simulation model was designed as having reference impedance parameters of $Z_0 = 45 \text{ M}\Omega$, $\beta = 0.8$ and $\tau_m = 320 \text{ ms}$ [10] and represented by a distributed-RC network of order 7 [11] to reflect β smaller than 1, where the RC values in the network were determined as in Table III [10].

The errors in the experimental impedance parameters as in (5) were investigated for various frequency coverage, i.e., all the instances as

we exclude one impedance value at a time, to determine the basis frequency. The exclusion started from the impedance of the lower frequencies because the lowest (basis) frequency included in the parameters estimation determines the temporal-resolution.

III. RESULTS

The experimental results are shown in Fig. 3. In the left figures, the experimental impedance values at all the pre-specified frequencies

are compared with the reference impedance values calculated from the reference impedance parameters of Table I, according to (4). The parameter identification error E_p for all the instances as we exclude one impedance value at a time is shown in the right figures of Fig. 3. In the figures, the phase angle indicates the counterclockwise angle of the impedance (from the origin on the left impedance plot) at the lowest frequency included in parameter identification, so that the higher phase angle indicates that the less region of the semicircle arc is included. The basis frequency, which is the greatest common divisor of all included frequencies and guarantees E_p less than 2%, is indicated by asterisk (*) mark.

Fig. 3(a) shows the test result for the circuit model 1. Error less than 2% is confirmed if the included frequencies are multiples of 100 Hz, in which case the temporal-resolution is 0.01 s. Fig. 3(b) and (c) shows the test results with the circuit model 2 and 3, respectively. As is obvious from the electronics, the circuit model 2 with smaller RC values had wider distribution of impedance values with high frequencies. In circuit model 2, error less than 2% is confirmed if the included frequencies are multiples of 100 Hz (temporal-resolution of 0.01 s). In circuit model 3, error less than 2% is confirmed if the included frequencies are multiples of 10 Hz (temporal-resolution of 0.1 s).

Fig. 3(d) shows the test result with the circuit model 4 under a very tough condition of $S/N = 30$ dB. The S/N ratio in the range of 30–60 dB did not influence much on the parameter estimation error, i.e., error less than 2% is confirmed for all the parameters if the included frequencies are multiples of 1 Hz, in which case the temporal-resolution is 1 s.

IV. DISCUSSION

The performance of impedance parameters estimation is supposed to depend mainly on the data distribution in the impedance plane. The longer central relaxation time τ_m represents the lower medium frequency, and requires the lower basis frequency for wide distribution on the impedance plane. This was confirmed in this study that the lower basis frequency is required to identify the impedance parameters in case of higher-level impedance.

The results also indicates that identification of the impedance parameters with acceptable accuracy (less than 2%) is achieved when the impedance data points covering about the half of the semicircle (phase angle 45 deg–90 deg) is included in the identification process, irrespective of the impedance level. The contribution of this study is the investigation of the identification accuracy depending on the frequency coverage for wide impedance range. The best temporal resolution varied among 0.01 s–1 s depending on the skin-electrode condition.

V. CONCLUSION

The relationship between the impedance parameter estimation error and the frequency coverage was investigated. It was shown that the impedance parameters could be fairly well estimated with relatively high basis frequency (100 Hz, 0.01 s temporal-resolution) in case of relatively low impedance (under 203 k Ω) with small τ_m less than or equal to 3.02 ms. It was also shown that relatively low basis frequency (1 Hz, 1 s temporal-resolution) is required in case of high-level impedance (45 M Ω) with greater τ_m of 320 ms.

Therefore, the impedance level, accordingly the central relaxation time, of the measured object must be fully considered when increasing the basis frequency to increase the temporal resolution. However, in

most cases with general electrodes, inclusion of relatively high frequencies (over 10 Hz, 0.1 s temporal resolution) is enough for accurate (under 2% error) estimation of the impedance parameters. The results of this study are expected to serve as the reference of the frequency selection in the frequency-domain analysis of the skin impedance.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to express deep appreciation to Dr. Tanaka who provided valuable comments and advice.

REFERENCES

- [1] K. S. Cole and R. H. Cole, "Dispersion and absorption in dielectrics I.—Alternating current characteristics," *J. Chem. Phys.*, vol. 9, pp. 341–351, 1941.
- [2] L. A. Geddes and M. E. Valentinuzzi, "Temporal changes in electrode impedance while recording the electrocardiogram with 'dry' electrodes," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 1, pp. 356–67, 1973.
- [3] Y. Yamamoto, H. Isshiki, and T. Nakamura, "Instantaneous measurement of electrical parameters in a palm during electrodermal activity," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 45, no. 2, pp. 483–487, Apr. 1996.
- [4] H. P. Schwan, "Determination of biological impedance," in *Physical Techniques in Biological Research 6*, W. L. Nastuk, Ed. New York: Academic, 1963, pp. 323–407.
- [5] Y. Yamamoto and H. Isshiki, "A computer-controlled system for measuring an impedance locus of palmar skin," *Frontiers Med. Biol. Eng.*, vol. 11, pp. 73–83, 2001.
- [6] A. Searle and L. Kirkup, "Real time impedance plots with arbitrary frequency components," *Physiol. Meas.*, vol. 20, pp. 103–114, 1999.
- [7] R. Gudivaka, D. Schoeller, and R. F. Kushner, "Effect of skin temperature on multifrequency bioelectrical impedance analysis," *J. Appl. Phys.*, vol. 81, pp. 838–45, 1996.
- [8] T. Palko, F. Bialokoz, and J. Weglarz, "Multifrequency device for measurement of the complex electrical bioimpedance-design and application," in *Proc. 1st Reg. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. & 14th Conf. Biomed. Eng. Soc.*, New Delhi, India, 1995, pp. 1.45–1.46.
- [9] H. Griffiths, "Multifrequency eit systems," in *Inst. Electr. Eng. Coll. Impedance Tomography/Applied Potential Tomography*, London, U.K., 1992, vol. 3, pp. 1–3.
- [10] T. Fukumoto, T. Kamiguchi, S. Ohba, R. Futami, H. Tanaka, and N. Hoshimiya, "Multiple and simultaneous measurement of the skin impedance locus around acupuncture points," *Trans. Japan. Soc. Med. Biol. Eng.*, vol. 41, pp. 262–272, 2003.
- [11] Y. Yamamoto and T. Yamamoto, "Measurement of electrical bio-impedance and its applications," *Med. Prog. Thorough Technol.*, vol. 12, pp. 171–183, 1987.

表面電気刺激による動的感覚パターン提示を用いた情報伝達の実現可能性

佐藤 由規¹, 渡邊 高志^{2,1}, 吉澤 誠², 星宮 望³¹東北大学大学院 工学研究科²東北大学 情報シナジーセンター³東北学院大学

要旨 本論文では、文字や図形のように直感的に理解できるようなパターンを皮膚電気刺激による移動感覚で提示して情報を伝達する方式の実現可能性について検討を行った。最初に、パターン提示用電極を実験的検討に基づいて製作し、次に、基本的な16種類の提示パターンの認識実験を健常被験者で実施した。この結果から、パターン認識における間違いの一因として電気刺激感覚の残存の影響に着目し、移動感覚提示における提示パターン間の時間間隔を、実験的検討を実施して修正した。そして、これらの結果を基に修正した14種類の提示パターンを用いて認識実験を行った結果、6人中4人の健常被験者で70.7～90%の認識率が得られ、4種類の提示パターンだけであった過去の研究結果に対し、より多い提示パターン数に対して同等以上の良い認識率が得られることを示した。また、過去の実験と同様に斜め方向の移動を含まなければ、平均で90%程度の高い認識精度を期待できることも示した。これらの結果から、移動感覚による複数のパターンの識別が十分可能になると期待され、それを用いた情報提示が実現可能であると考えられる。

キーワード : 電気刺激, 移動感覚, 情報提示, マトリックス状電極

1. はじめに

皮膚感覚は、義肢や機能的電気刺激 (FES) の使用者や、視覚や聴覚を他の用途に使用している状況などで、有効な情報伝達の手段となる。これには、機械的振動を用いる方法と電気刺激を用いる方法があるが、電気刺激による方法では、身体には電極を装着するだけで良いため、機械的方法に比べ身体装着に関する制約が少ないと考えられる。そこで本研究では、電気刺激により生じる感覚を用いて情報提示を行う方法に着目した。

梶本ら¹⁾は、指先に接触する電極で電気刺激感覚を提示する触覚ディスプレイを提案しているが、この方法では、提示装置が指先であるため、手指を使う作業での情報提示への応用は困難である。また、義肢使用者や麻痺者に関しては、残存する手指などは装置の操作等の他の用途に使用されるため、情報提示に利用する部位としては適切とはいえない。一方、金ら²⁾は、前腕に電極を配置して、電気刺激パターンを単語に結びつけて情報伝達を行う方式を提案している。これは有効な方法であるが、実用的な正答率を得るために提示パターン数を制限していることや提示パターンの意味がわかりにくいことなどが課題になるとと思われる。

本研究では、装置の操作や作業の妨げにならない前腕部を提示部位として、単語や意味情報を直感的に与えることが可能になるように、文字や図形のようなパターンを皮膚電気刺激感覚により提示する方法を検討する。Kaczmarekらは、マトリックス状の電極を用いて指先にパターンを提示する方法を検討している³⁾。しかし、その方法では、電気刺激による比較的長い時間の静的なパターン提示を行っており、4種類だけの提示パターンに対して71～79%程度の正答率であった。これに対し本論文では、マトリックス状に配置した点電極を用いて、電気刺激を印加する点を変えることで生じる移動感覚によりパターンを提示する方法の実現可能性を検討した。そのため、最初に、パターン提示用電極について基本的な検討を行い、次いで、16種類の基本的なパターン識別の検討とそれらの誤認識について、さらに、ここでの結果に基づいてパターン提示方法について検討を行った。

2. パターン提示用電極設計の基礎的検討

2.1 実験方法

図1(a)に示すような5×5のマトリックス状の表面電極(電極直径1.2mmのステンレス線、電極の中心間距離4.0mm)を製作し、横1列または縦1列に並んだ4つの電極を関電極として使用し、その上下または左右の電極を各関電極に対する不関電極として電気刺激を与えた。電気刺激は、パルス幅200 μ s、パルス周波数100Hzの単相性矩形波をパーソナルコンピュータで作成し、刺激装置により定電圧刺激として出力した。

2006年5月11日受付 2006年10月4日受理

¹⁾〒980-8579 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

渡邊 高志

E-mail:mabe@isc.tohoku.ac.jp

表1 電気刺激感覚の2点弁別の正答率 [%]

subject	lateral		longitudinal	
	4mm	8mm ≤	4mm	8mm ≤
A	75.0	91.7	62.5	91.7
B	91.7	100.0	91.7	87.5
C	83.3	91.7	83.3	87.5
D	45.8	83.3	75.0	79.2
E	70.8	100.0	58.3	95.8
F	75.0	75.0	50.0	75.0
mean	73.6±15.5	90.3±9.7	70.1±15.9	86.1±7.7

健常被験者6名(男性5名,女性1名)に対し,左前腕前面の中央付近に導電性ペーストを塗付した電極を装着し(図1(b)),横方向と縦方向について2点の電気刺激感覚の識別能力を調べた。最初に,各刺激電極の刺激閾値及び刺激の最大値(痛みや不快感を感じ始める刺激強度)を測定し,その後被験者が判断しやすい刺激強度を設定した。識別実験では,

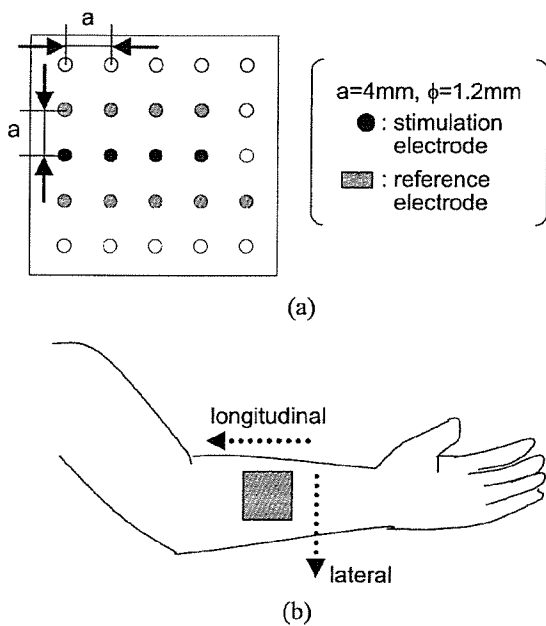


図1 電気刺激感覚の2点弁別実験で使った電極(a)と電極装着部位(b)

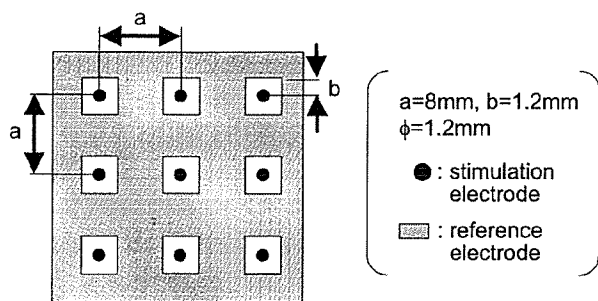


図2 パターン認識実験で用いたマトリクス状表面電極

4つの電極のうち1つに電気刺激を1s間印加し,1sの休止時間を挟んで4つのうちのどれか1つの電極へ1s間刺激を印加し,2回の刺激電極が同じかどうかを回答させた。1回の測定セットは,順序の違いを含めた4つの異なる電極の組み合わせ24種と同じ電極の組み合わせ4種の計28種とした。刺激を印加する電極の組み合わせはランダムに決定し,横方向と縦方向に対してそれぞれ2セットずつ実験を行った。

2.2 結果

表1に,電極中心間距離が4mm(最小)の場合と,8mm以上の場合とについて,横方向,縦方向の2点弁別の正答率を示す。これより,電極間距離4mmの場合の正答率が,横方向で45.8~91.7%(73.6±15.5%),縦方向で50.0~91.7%(70.1±15.9%)であったのに対し,8mm以上の場合には,横方向で75.0~100%(90.3±9.7%),縦方向で75.0~95.8%(86.1±7.7%)となり,4mmの場合よりも有意に高くなった($p<0.05$)。

ここでの結果から,電極の中心間距離を8mmとして,3×3のマトリクス状の表面電極を製作し(図2),以降のパターン認識実験で用いることとした。製作した電極は,ステンレス製の関電極(直径1.2mm)の周りを正方形の溝で絶縁し,その周囲を銅製の不関電極とした(関電極と不関電極の間隔は最短で1.2mm)。

3. パターン認識実験

3.1 実験方法

健常被験者6名(22~25歳,男性5名,女性1名)を対象とし,図2に示す3×3のマトリクス状の表面電極に導電性ペーストを塗付して被験者の左前腕前面の中央付近に装着し(図1(b)を参照),電気刺激によるパターン認識実験を行った。提示パターンは図3に示す16種類で,大きく2つのグループに分かれる。A群は,1本の線上を点刺激が移動するパターン[1]~[6],2本の線上を同時に移動するパターン[7],[8]の8種類で,提示時間は0.99s(1個の電極の提示時間0.33s)である。B群はA群よりも提示時間の長い刺激パターン8種類で,不連続な2本の線上を順に移動するパターン[9],[10](提示時間1.98s),1本の線上を往復するパターン[11],[12],L字やV字のパターン[13]~[16](提示時間1.65s)である。電気刺激パルスは前述と同様である。

最初に,前述と同様に,全ての刺激電極について被験者が判断しやすい刺激強度を設定した。次に,各パターンを2回ずつ[1]~[16]の順に提示して,知覚されるパターンとの対応を教示した後,各パターンを5回ずつ,計80回をランダムな順に提示してパターン認識の訓練を行った。この時,被験者には各回答後に正解を示した。その後,パターン認識実験を2セット行った。1セットの認識実験では,各パターンを5回ずつ,計80回をランダムな順に提示し,知覚されたパターンの番号を図3のパターンを見ながら回答させた。なお,認識実験では,

被験者に対し正解を示していない。各被験者に対し、この一連の訓練及び認識実験を異なる日に3回行い、正答率を評価した。

3.2 結果及び考察

図4に3回の認識実験における各被験者の正答率を示す。なお、連続する3日間で実験を行えない場合があったので、図4の横軸は第1回目からの経過日数で実験回数がかかるように示した。この結果、被験者によって、実験日の間隔に違いがあるが、1回目に比べ3回目の方が正答率が高い傾向があった ($p < 0.05$)。被験者Bでは、2回目から3回目に正答率が約28%低下したが、これは、実験日の間隔が他の被験者よりも開いたためであると思われる。他の被験者では、前の実験から3日以内に次の実験を実施しており、その場合、正答

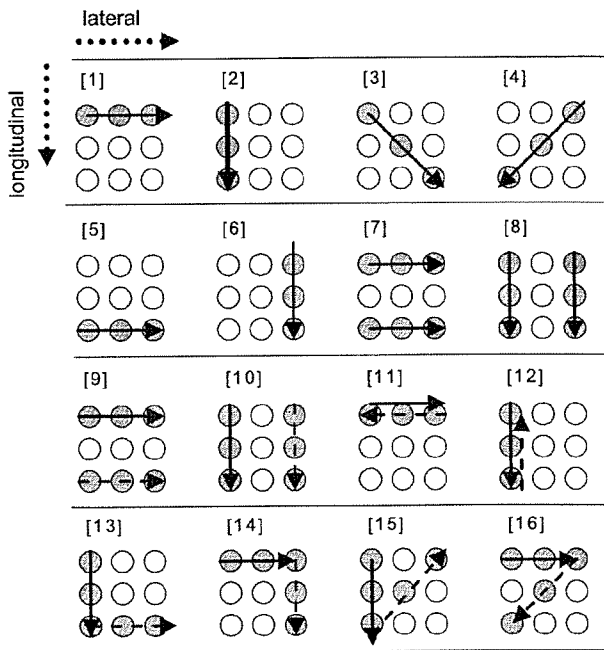


図3 パターン認識実験で用いた提示パターン。破線矢印パターンは、実線矢印パターンの提示後に提示される。電極装着部位におけるパターンの移動方向との対応も示した。

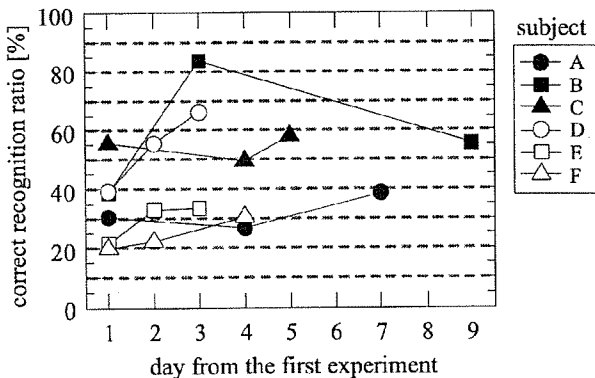


図4 基本的な16種類のパターン認識実験における正答率

率は高くなる場合が多く、低下が生じた場合でも10%より小さかった。これらの結果から、継続して使用することにより正答率がある程度向上する可能性が示唆される。

この結果を踏まえ、3回目の実験結果について、各提示パターンの解析を行った。パターン [2], [4], [6] は4名以上の被験者で70%以上の正答率が得られており、比較的認識しやすいパターンであったといえる。一方、パターン [3], [7], [15] は4名以上の被験者で正答率が30%以下と低くなっており、他のパターンと間違えやすいパターンであったと考えられる。また、誤認識については、全ての被験者で同じような傾向が見られた。以下に、3回目の実験結果について、多かった間違いの傾向と、被験者全員の誤認識回数に対するそれらの誤認識回数の割合を示す。

- ① A群のパターンで、縦や横の移動と斜めの移動を混同する ([1]と[3], [3]と[5], [2]と[3], [2]と[4], [3]と[6], [4]と[6])。 (13.8%)
- ② B群のパターンで、2本目の線の縦や横の移動と斜めを混同する ([11]と[16], [12]と[15], [13]と[15], [14]と[16])。 (12.8%)
- ③ 2列同時に移動するパターンを1本の線と混同する ([7]と[1]や[3]や[5], [8]と[2]や[3]や[4]や[6])。 (16.8%)
- ④ 不連続な2本線のパターンの2本目を間違える ([9]と[14], [9]と[16], [10]と[13], [10]と[15]) (13.0%)
- ⑤ A群とB群のパターンを混同する。 (11.0%)

上記①, ②, ④の間違いの傾向にみられるように、縦や横に対して斜めの直線が区別しにくいことがわかる。しかし、パターン [4] の正答率は平均で88.3%と高かったので、他のパターンとの違いを明確にすることで、縦、横、斜めの直線を区別することが可能になることも期待できる。

2本の線上を同時に移動するパターン [7] や [8] については、被験者から「1本の線に感じる」、「電極全体が刺激されているように感じる」という感想があり、間違いの傾向③のように誤認識が多く発生するので、本研究で対象とする情報伝達のパターンとしては不適切であるように思われる。

不連続な2本線のパターン [9] や [10] については、「全ての線が一筆書きされたように連続に感じる」という回答があった。また、A群とB群は提示時間が違うことから、これらの間での間違いは生じないと予想したが、実際にはそれらを混同する間違いが多かった。これらの結果から、1本目の線の電気刺激感覚が残存し、実際の提示時間より長く感じたり、残りのパターンを正しく認識できなかったりしたことが推測される。

4. 移動感覚における感覚の残存の影響

4.1 実験方法

前述の実験結果を踏まえ、刺激パターン [9], [10] について、電気刺激による移動感覚の残存の影響を検討した。被験者は、前述の実験の被験者の中の4名 (22~25歳, A, B, C, E) を対象とした。前述と同様に図2の電極を被験者の左前腕前面に

表2 修正した14パターンについての3回目の認識実験における各パターンの正答率[%]

subject	presentation pattern														mean
	[1]	[2]	[3]	[4]	[5]	[6]	[9*]	[10*]	[11]	[12]	[13]	[14]	[15]	[16]	
A	70	80	10	90	0	60	100	70	100	100	100	50	0	10	60.0
C	90	80	80	100	80	90	100	100	90	100	90	80	90	90	90.0
D	100	100	40	100	100	90	100	100	80	70	90	90	60	20	81.4
H	70	60	40	70	10	50	90	100	80	30	30	40	10	0	48.6
I	50	100	70	100	100	50	100	100	90	90	100	30	80	90	82.1
J	70	100	30	90	100	60	100	100	80	90	60	30	30	50	70.7
mean	75.0	86.7	45.0	91.7	65.0	66.7	98.3	95.0	86.7	80.0	78.3	53.3	45.0	43.3	72.1

装着し、被験者が判断しやすい刺激強度に設定して、2回のパターン提示を2sの間隔で行い、1番目と2番目の提示パターンが同じかどうかを回答させた。また、それらがどのような形のパターンとして感じられたかも回答させた。ここでは、1番目は1本目と2本目の刺激間隔 (ISI) を0sとし、2番目は、1番目の提示パターンのISIを0, 0.1, 0.33, 0.66, 0.99sのいずれかに設定して、ISI=0sに対する各ISIの識別能力を調べた。なお、被験者には提示するパターンだけを示し、ISIについての情報は伝えていない。各ISIについて2回ずつ、計10回をランダムに提示する測定を1セットとし、最初にパターン[9]について行い、刺激強度を再調整した後、パターン[10]について行った。

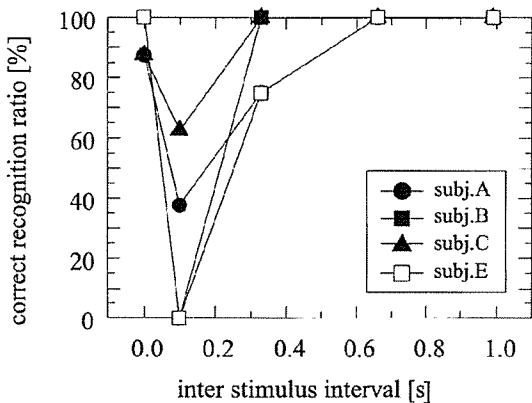


図5 パターン[9], [10]におけるISI=0sに対する識別結果

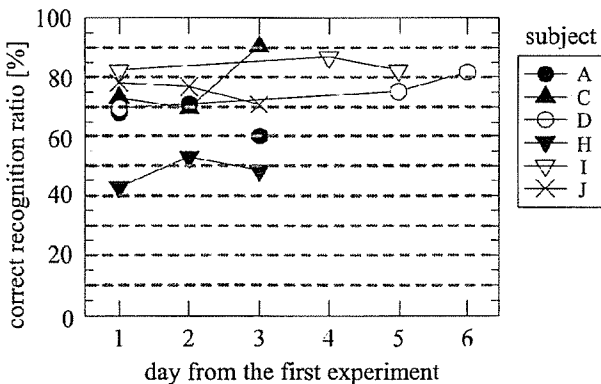


図6 改良した14種類のパターンでの認識実験における正答率

その後、同じ手順で実験を行い、各パターンについて2セットの測定を行った。

4.2 結果と考察

図5に、2つのパターンについての結果をあわせて正答率を示す。ISI=0.1sでは、ISI=0sとほとんど区別できておらず、また、

ISI=0.33sでもISI=0sとの違いを識別しにくい被験者がいた。しかし、ISI=0.66s以上ではすべて正しく識別できていた。したがって、2本の線を順に移動するようなパターンの場合、0.33s程度までは前半の刺激の影響を受けると考えられる。

また、ISIが短い場合、1本目と2本目の軌跡が繋がっているように、例えば、パターン[9]がZの軌跡のように感じられたことが被験者の回答にあった。このことから、移動感覚を提示する場合、それ以前の刺激による感覚の残存によって次の刺激による感覚が曖昧になるだけでなく、2つのパターン間の空間の移動を補ってパターンを認識していることも推測される。

ここでは、移動感覚の場合についてのみ示したが、単一電極での刺激の残存についても健常被験者2名で検討している³⁾。その結果では、両被験者ともISI=0sの刺激と0sでない場合の刺激との違いをすべて判別することができた。すなわち、1個の電極だけに電気刺激を与えた場合には、感覚の残存の影響はみられなかった。この結果と上記の結果をあわせて考えると、単一電極での刺激に関しては電気刺激感覚の残存の影響はほとんどなく、電気刺激する電極を変えながら感覚を提示する移動感覚による場合に、電気刺激による感覚の残存が次の刺激感覚に影響を与えることが示唆される。

5. 改良した提示パターンでの認識実験

5.1 実験方法

前章の結果から、パターン[9]や[10]のように不連続な2本の線を連続して提示する場合、刺激間隔 (ISI) を含めることで正確に識別できると考えられる。また、予備実験の結果⁵⁾では、ISI=0.5sの場合でもISIの有無を区別できない被験者がいた。そこで、図3に示す16種類のパターンのうち、前述の結果に基づき、パターン[7], [8]を削除し、パターン[9], [10]をISI=0.66sを付加したパターン[9*], [10*]に変更して計14種類の提示パターンを用意し、前述と同様の認識実験を行った。A群のパターン[1]~[6]に変更はないが、B群はパターン[9*]と[10*]が提示時間2.64s、パターン[11]~[16]が提示時間1.65sとなる。

最初の認識実験に参加した被験者3名とこれまで本研究の実験に参加していない健常被験者3名(22~25才、男性5名、女性1名)について、パターン認識実験を行った。パターン提示用電極、実験手順は、前述の実験と同様であり、各パター

ン5回ずつ、計70回をランダムな順に提示するパターン認識実験を1セットとし、1日に2セットを3日間で行った。

5.2 結果と考察

図6に各被験者の3回の認識実験における正答率を示す。6人の3回日の正答率は、図4では29.4～66.9%であったが、図6では48.6～90.0%と高くなった。また、経験者である被験者A, C, Dでは60.0～90.0%となり、図4での40～66.9%よりも高かった。今回初めて電気刺激によるパターン認識を行った被験者H, I, Jについても、3回目に48.6～82.1%の正答率が得られた。さらに、4名の被験者では70.7～90%の正答率となり、Kaczmarekらの方法に比べると、パターン数が多い場合でも同程度以上の良い認識結果が得られた。

今回の実験でも、前述の間違いの傾向①、②が被験者に共通して多くみられ、3回目については、間違いの総数に対して、それぞれ33.8%、38.5%であった。表2に、3回目における各パターンの正答率を示す。パターン[1], [2], [4], [5], [9]～[13]の9種類では、4人以上の被験者で70%以上の正答率が得られた。一方で、パターン[3], [14], [15], [16]については、一部の被験者では高い正答率が得られたが、4人で正答率が50%以下となった。これらのパターンでは、傾向①、②の間違いが多くみられ、ほとんどの被験者で、斜め方向の移動が、縦や横への移動に対して区別しにくいものと思われる。

Kaczmarekらの用いた提示パターンは、L字を90degずつ回転した4つのパターンであり、斜め方向のパターンは含まれていない。本実験での6名の被験者での平均正答率は72.1%であり、斜め方向の提示に関係する上記①、②の間違いの傾向だけで誤認識の約72%を占めることから、斜め方向のパターンを含まなければ平均で約90%程度の正答率が得られることになり、大幅な認識率の向上が期待できることになる。しかしながら、様々なパターンを提示するためには、斜め方向のパターンも必要になると考えられるので、その改善を行うことで認識精度を向上させる方が良いと思われる。

斜め方向の移動に関する間違いを改善するためには、例えば、電極間距離を大きくすることで、感覚の移動する幅を広げる方法や、電極毎に刺激強度を変えることで他のパターンとの違いを特徴付ける方法などが考えられる。前者の場合、電極全体が大きくなり、それによって、邪魔になる、外観が良くないなどの問題が生じることも考えられる。また、電極が大きくなり、電極間間隔が広がると、連続的な移動として感じなくなる。これに対しては、電極数を増やすことで対応できるが、電気刺激回路を増やさなければならない。そのような場合には、ファントムセンセーションによる移動感覚⁶⁾の利用が有効になるとと思われる。

今回の実験では、文字や図形を連続的に提示する部分も想定して、パターン[11]～[16]ではISI=0sのままとした。このような連続的なパターン提示では、斜め方向の識別に関する検討に加え、前半のパターン提示による感覚の残存の影響で

後半の移動方向がわからなくなっている可能性も考慮する必要があると考えられる。

6. 結論

本論文では、皮膚電気刺激感覚を用いて、文字や図形のように直感的に理解できるパターンを提示する方式を開発するため、最初に、パターン提示用電極の基本設計を検討し、次に、基本的な16種類の提示パターンの認識実験を行った。そして、間違いの原因として電気刺激感覚の残存の影響に着目し、実験的検討を行い、移動感覚提示における提示の時間間隔に関する指針を示した。さらに、これらの結果を考慮して提示パターンの一部を修正した14種類の提示パターンを用いて同様の認識実験を行い、過去の報告での結果よりも提示パターン数が多い場合でも同等以上の良い認識率が得られること、さらに、過去の実験で含まれていなかった誤認識の原因となるパターンを除けば、パターン認識率の大幅な向上を期待できることを示した。これらのことから、移動感覚により提示した複数のパターンを識別することが十分に可能になると期待される。今後は、電極や提示パターンのパラメータを最適化することや、具体的な文字や図形のパターン認識に向けての検討が課題である。

謝辞

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

参考文献

- 1) 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 館暉: 皮膚感覚を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ, 電子情報通信学会論文誌, J84-D-II(1), 120-128, (2001).
- 2) 金寛, 奥野竜平, 吉田直樹, 赤澤堅造: 2チャンネル皮膚電気刺激による少数単語の効率的伝達システム: 生体医学工, 43(1), 151-161, (2005).
- 3) Kaczmarek, K. A. and Haase, S.: Pattern identification as a function of stimulation current on a fingertip-scanned electrotactile display, IEEE Trans. Neural. Sys. Rehab. Eng., 11(3), 269-275, (2003).
- 4) 佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤誠, 星宮望: 経皮的電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示に関する基礎的検討, 第26回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 275-278, (2005).
- 5) 佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤誠, 星宮望: 表面電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示に関する検討—電気刺激感覚の残存についての基礎実験—, 第12回日本FES研究会学術講演会講演論文集, 42-45, (2005).
- 6) 泉隆, 藤井昭雄, 星宮望, 半田康延: 麻痺上肢補助における感覚フィードバックのための移動感覚の呈示方式, 電子情報通信学会論文誌, J70-D(8), 1625-1632, (1987).



佐藤 由規 (さとう ゆき)
2004年東北大学工学部通信工学科卒業。
2006年東北大学大学院工学研究科博士
前期課程電気・通信工学専攻修了。同
年マツダ株式会社入社。東北大学在学
中は、ヒトの感覚系に着目して、運動機
能障害者のマン・マシン・インターフェ
イスに関する研究に従事。

吉澤 誠 (よしざわ まこと)
1983年東北大学大学院工学研究科修了(工学博士)。同年同
工学部助手、助教授を経て、1991年豊橋技術科学大学知
識情報工学系助教授。1994年東北大学大学院情報科学研究
科助教授、2001年同情報シナジーセンター教授。現在に至る。
人工現実感の医療応用、映像の生体影響評価、人工心臓の
制御の研究に従事。計測自動制御学会、IEEE、日本生体医
工学会、日本人工臓器学会などの正会員。

渡邊 高志 (わたなべ たかし)
1991年東北大学大学院工学研究科修了。2000年博士(工学)。
1993年東北大学工学部助手、講師を経て、2001年東北大学
情報シナジーセンター助教授、現在に至る。機能的電気刺激
による麻痺肢の制御を中心に、生体電子工学・福祉工学に関
する研究に従事。日本生体医工学会、IEEEなどの正会員。(バ
イオメカニズム学会正会員)。

星宮 望 (ほしみや のぞむ)
1969年東北大学大学院工学研究科修了(工学博士)。1982
年北海道大学応用電気研究所教授。1988年東北大学工学部
教授。2001年4月～2002年11月東北大学副総長。2004年
4月から東北学院大学学長。東北大学名誉教授。この間、機
能的電気刺激による麻痺肢制御などの研究に従事。IEEE
Fellow, 電子情報通信学会フェロー, AIMBE Fellow, 日本生
体医工学会などの正会員(バイオメカニズム学会正会員)。

Feasibility study of transmission of information by presenting dynamic cutaneous sensation patterns elicited by surface electrical stimulation

Yuki SATO¹, Takashi WATANABE^{2†}, Makoto YOSHIZAWA², Nozomu HOSHIMIYA³
¹Graduate School of Engineering, Tohoku University
²Information Synergy Center, Tohoku University
³Tohoku Gakuin University

Abstract The purpose of this study was to develop a method of transmission of information by using cutaneous sensation elicited by electrical stimulation. In this paper, we proposed to present dynamically cutaneous sensation patterns such as characters or graphic symbols that could be understood intuitively. First, a basic design of stimulation electrode was determined experimentally. Then, basic 16 presentation patterns were examined in pattern recognition experiments with neurologically intact subjects. As one of reasons of misrecognition, remaining sensation after electrical stimulation was considered. Therefore, inter stimulus interval (ISI) between two presentation patterns was determined experimentally. Based on results of the first recognition experiments and determined ISI, modified 14 patterns were examined in the recognition experiments. Correct recognition ratio was 70.7 ~ 90% on 4 of 6 subjects. It was higher than or equal to that of previous research works, in which only 4 patterns were tested experimentally. In addition, the correct recognition ratio was also expected to be about 90 % in average if patterns including diagonal lines were removed as patterns used in the previous study. The method proposed in this paper was expected to be effective in recognition of many presentation patterns. Optimization of stimulating electrode and parameters of electrical stimulation for pattern presentation, and examination of pattern presentation for practical characters and graphic symbols would be required.

Key Words: Electrical stimulation, Dynamic cutaneous sensation, Transmission of information, Matrix electrode

Received May 11, 2006 Accepted Oct 4, 2006

[†] Takashi Watanabe

Information Synergy Center, Tohoku University

6-6-05 Aramaki-aza-aoba, Aoba-ku, Sendai 980-8579, Japan

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