

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@tssc.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

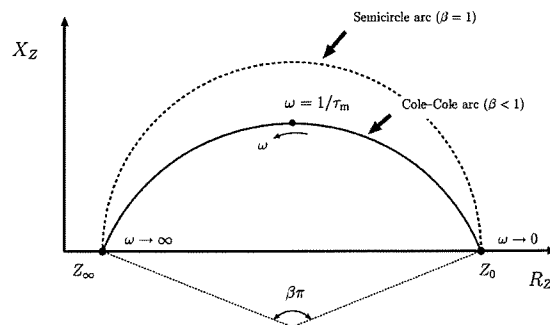


Fig. 1. General impedance locus and corresponding impedance parameters. Note that Z_0 , τ_m , β , and Z_∞ indicate the dc resistance, the central relaxation time, the deviation from Debye type ($\beta = 1$) semicircle, and the impedance at infinite frequency, respectively.

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_{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

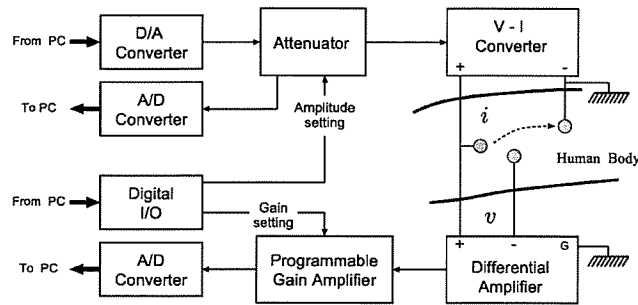


Fig. 2. Experimental setup for the skin-impedance measurement with three-electrode configuration. The current waveform constructed from PC is applied and the developed voltage is measured. Both the current and voltage are sampled with 20 kHz sampling rate.

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_e is the estimated parameter value from the measured impedances

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

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

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

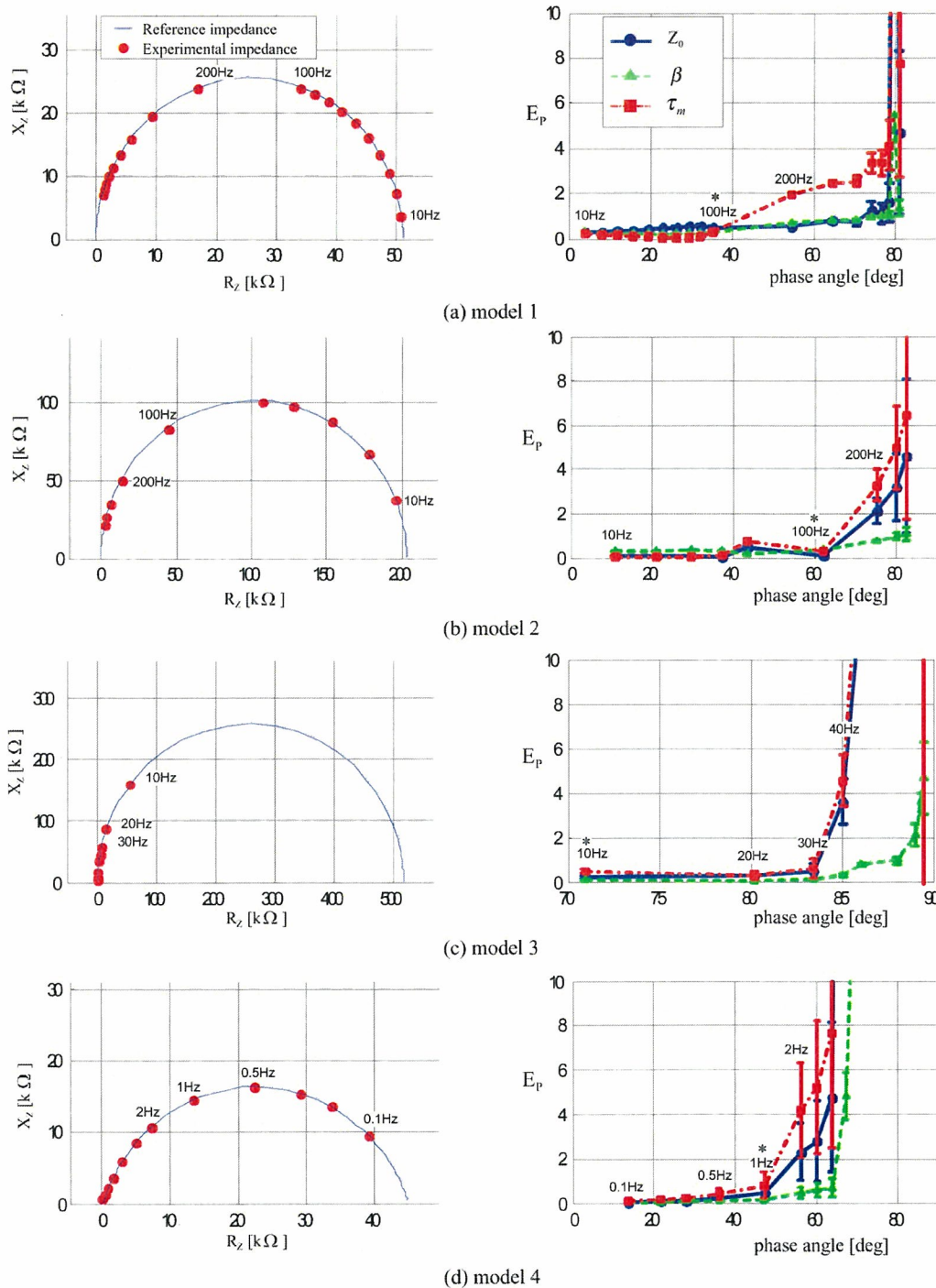


Fig. 3. Test results of the low- to high-level impedance. Left: Impedance locus, right: Parameter estimation error where the basis frequency as high as possible is indicated by *. See text for the details.

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要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200μs、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:nabe@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,

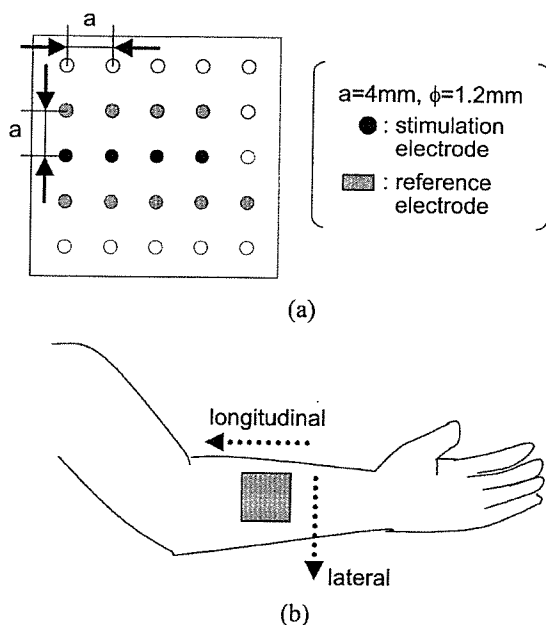


図 1 電気刺激感覚の 2 点弁別実験で使った電極 (a) と電極装着部位 (b)

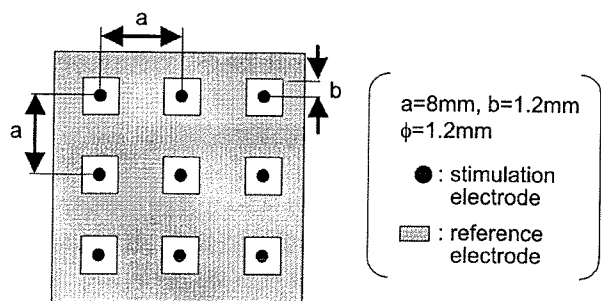


図 2 パターン認識実験で用いたマトリクス状表面電極

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回目と比べ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

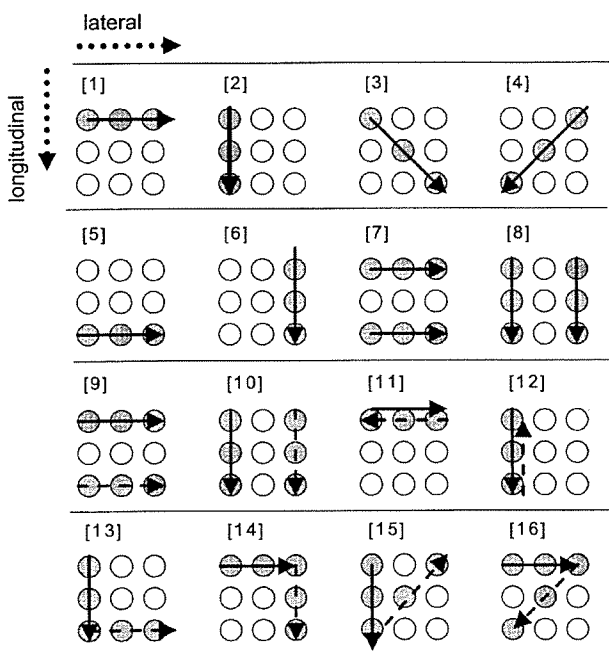


図3 パターン認識実験で用いた提示パターン。破線矢印パターンは、実線矢印パターンの提示後に提示される。電極装着部位におけるパターンの移動方向との対応も示した。

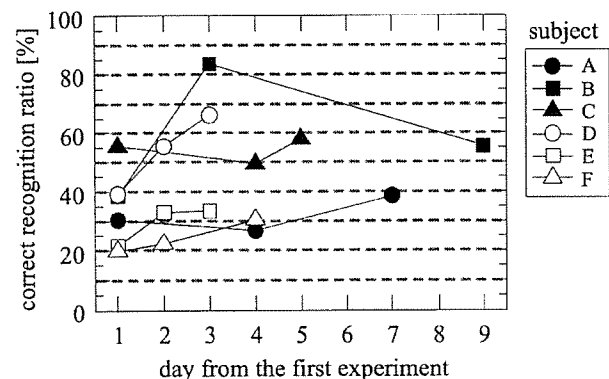


図4 基本的な16種類のパターン認識実験における正答率

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。

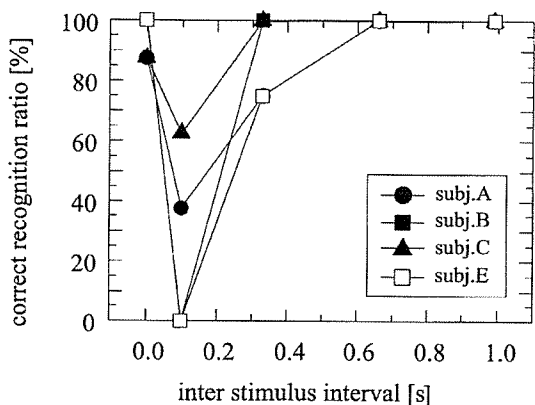


図5 パターン[9], [10]におけるISI=0sに対する識別結果

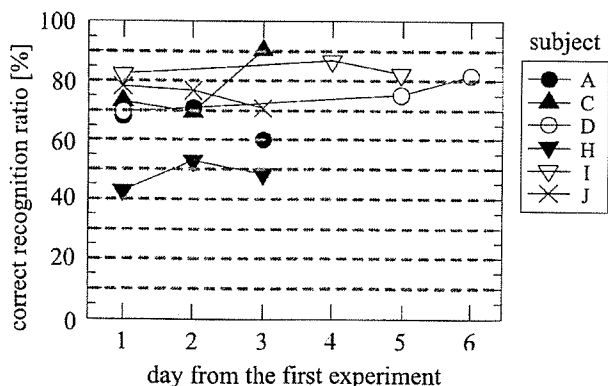


図6 改良した14種類のパターンでの認識実験における正答率

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本の線上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⁵⁾。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回目の正答率は、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回目の結果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、電極間間隔が広くなると、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ぬ。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: 生体医学工学, 43(1), 151-161, (2005).
- 3) Kaczmarek, K. A. and Haase, S.: Pattern identification as a function of stimulation current on a fingertip-scanned electroactile 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。

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)。

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
学工学部助手、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。

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