

腕が振動子から離れるように動き、筋紡錘を効果的に刺激できなかった可能性も考えられる。

なお、腱振動刺激を義手に応用するためには、wearableな刺激デバイスの開発が必要となる。また、腱振動刺激を利用できない場合に使用する運動感覚生成手法を提案し検証することも望まれる。今後は、これらのことも視野に入れて研究を行っていく必要がある。

6. まとめ

義手の運動制御を正確に行うためには、義手の運動情報を運動感覚としてフィードバックすることが必要と考えられる。本研究では、腱振動刺激によって高速な運動の感覚を生成する方法を検討した。その結果、筋の両端において同時に振動を行うことで、その一方を刺激する場合と比べて高速な運動の感覚を生成できることが分かった。ただし、目標とする速度には到達しなかった。したがって、今後はより高速な運動の感覚を生成する方法をさらに検討していく必要がある。

参考文献

- [1] A.B. Serman, H.H. Schaumburg and A.K. Asbury; "The acute sensory neuronopathy syndrome: a distinct clinical entity"; *Annals of Neurology* 7, 1980, pp.354-358.
- [2] A. Sghirlanzoni, D. Pareyson and G. Lauria; "Sensory neuron diseases"; *Lancet Neurology* 4, 2005, pp.349-361.
- [3] J.P. Roll and J.P. Vedel; "Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurogram"; *Experimental Brain Research* 47, 1982, pp.177-190.
- [4] G.M. Goodwin, D.I. McCloskey and P.B.C. Matthews; "The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents"; *Brain* 95, 1972, pp.705-748.
- [5] D.F. Collins and A. Prochazka; "Movement illusion evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand"; *The Journal of Physiology* 496(3), 1996, pp.857-871.
- [6] G. Macefield, S.C. Gandevia and D. Burke; "Perceptual responses to microstimulation of single afferents innervating joints, muscles and skin of the human hand"; *The Journal of Physiology* 429, 1990, pp.113-129.
- [7] J.B. Fallon and V.G. Macefield; "Vibration sensitivity of human muscle spindles and golgi tendon organs"; *Muscle Nerve* 36, 2007, pp. 21-29.
- [8] D.F. Collins, K.M. Refshauge, G. Todd and S.C. Gandevia; "Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee"; *Journal of Neurophysiology* 94(3), 2005, pp.1699-1706.

Development of flexible neural probes for neuroprostheses

Takafumi Suzuki

Graduate School of Information Science and Technology,
University of Tokyo

We developed various flexible neural probes to achieve a minimally invasive interface for neuroprostheses. Some of these probes have microfluidic channels through which chemicals can be injected into neural tissues. Some function as electrochemical probes for multidimensional recordings of neural activities. This presentation focuses on the projects concerning: (1) surface probes for recording electrocorticogram (ECoG) signals, which have mesh structures for improved fitting to the curved surface of the brain and for enabling simultaneous recording of intracortical and ECoG signals; (2) penetrating probes for the brain and spinal cord reinforced with dissolvable materials such as polyethylene glycol to increase their mechanical stiffness while inserting into neural tissues; and (3) regeneration-type neural probes mainly for peripheral nerves with multiple bundled microfluidic channels that serve as guidance tubes for regenerated axons and also as fluidic pathways for injecting chemicals.



Dr. Takafumi Suzuki received the Bachelor of Engineering degree from the University of Tokyo in 1993 (Department of Mathematical Engineering and Information Physics) and received the Master of Engineering degree from the University of Tokyo in 1995. He received the Doctor of Engineering degree from the University of Tokyo in 1998. He worked for four years at University of Tokyo Center for Collaborative Research as a research associate. He is currently an Associate Professor in the Department of Information Physics and Computing, Graduate School of Information Science and Technology, the University of Tokyo. His research interests include neural engineering and neuroscience. In particular, his research focuses on nerve electrodes (for CNS and PNS), neural control of artificial hands, artificial touch sensation for artificial hand, neural control of artificial organs, and Brain-Machine Interface systems.

Regeneration-Type Nerve Electrode Using Bundled Microfluidic Channels

TAKAFUMI SUZUKI, NAOKI KOTAKE, KUNIHICO MABUCHI, and SHOJI TAKEUCHI
University of Tokyo, Japan

SUMMARY

Neural interface devices that will allow signals from the human nervous system to control external equipment are extremely important for the next generation of prosthetic systems. A novel multichannel regeneration-type nerve electrode designed to record from and stimulate peripheral nerves has been developed to allow the control of artificial hands and to generate artificial sensations. In this study a novel flexible regeneration microelectrode based on the nerve regeneration principle was designed and fabricated using MEMS technologies. The electrode, which was fabricated on a 25- μm -thick parylene C substrate, has multiple fluidic channels. Each fluidic channel was 100 μm wide \times 30 μm high \times 1500 μm long and featured multiple electrodes inside them as recording and stimulating sites. They also served as guidance channels for the regenerating axons. © 2009 Wiley Periodicals, Inc. *Electron Comm Jpn*, 92(4): 29–34, 2009; Published online in Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com). DOI 10.1002/ecj.10059

Key words: nerve regeneration electrode; brain-machine interface; neural interface; peripheral nervous system.

1. Introduction

1.1 Neural interface devices

Recently, neural interface devices have been developed, both in Japan and abroad, to provide direct information exchange with the nervous system of a living organism. Realization of multichannel long-term stable signal input/output for the nervous system would make possible the

control of prosthetic limbs by motor commands, the control of artificial organs using information from the autonomic nervous system, or the creation of artificial haptics and other artificial sensing by means of external sensory signals.

We may think of information exchange with the central nervous system or the peripheral nervous system. When dealing with the central nervous system (in particular, the brain), implanted devices are placed inside the skull. This can provide robustness to motion and other effects, and we may expect comparatively stable signal input/output, but an event such as infection would be critical. On the other hand, in the case of the peripheral nervous system, an accident would have only a local influence, and the interpretation of measured neural signals is easier due to the closeness to effectors and receptors. In addition, by dealing with the peripheral nervous system, we may avoid unexpected effects caused by direct signal exchange with the central nervous system. However, the closeness of the implanted devices to muscles makes the devices vulnerable to motion effects, and it is very difficult to emplace devices steadily so that they do not shift toward nerve tissues. Nerve regeneration electrodes using the regenerative functions of peripheral nerves have been developed as neural interface devices for peripheral nerves [1, 2]. As will be explained below, the aforementioned shift can be prevented in principle with such devices, which promises wide application.

1.2 Nerve regeneration electrode

Here we explain the principle and features of nerve regeneration electrodes. When axons (nerve fibers) of neural cells in the peripheral nervous system are severed, the axons degenerate on the distal side (as seen from the cyton), leaving Schwann cells (Wallerian degeneration). On the proximal side, the axons regenerate from the cut-off site (one or several Ranvier's nodes). The regenerating axons are known to be drawn toward the distal side.

Thus, if one cuts a nerve bundle and places a multipore electrode between the severed stumps, axons regen-

Contract grant sponsors: Ministry of Health, Labor and Welfare (H17-nano-010) and the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology (Fundamental Research (A) No. 17206022).

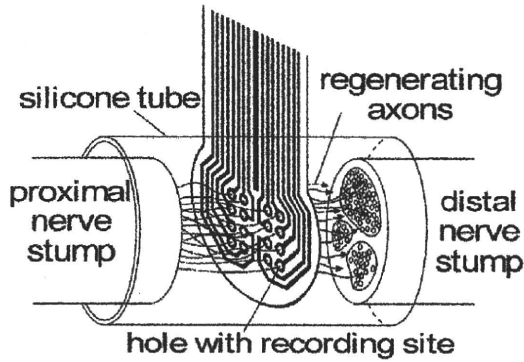


Fig. 1. Configuration of nerve regeneration electrode (conventional model).

erate through the pores (Fig. 1). Every pore is operated as an independent electrode. The nerve regeneration electrode based on this principle has the following main features.

(1) Since regenerating axons pass through electrode pores, the electrode and nerve bundle are firmly coupled both mechanically and electrically. This offers the possibility of long-term stable simulation and measurement (with no spatial shift, in contrast to needle electrodes).

(2) Simulation and measurement of a single nerve fiber or multiple nerve fibers can be produced by adjusting the pore diameter.

(3) Multichannel signal input/output can be implemented, which was difficult with conventional metal and glass electrodes.

In previous studies, such nerve regeneration electrodes used mainly silicon substrates. Recently, polyimide polymers have been employed as well. In any case, the electrodes have a planar structure as shown in Fig. 1, with the electrode pores and interconnections implemented on the same plane. Therefore, all nerve fibers passing through a pore contact the electrode at only one point. In the case of myelinated fibers, degradation of the S/N ratio may be unavoidable, depending on the spatial relations between the Ranvier's nodes and the electrode pores (see Fig. 2, left). In addition, when multiple regenerating axons pass through an electrode pore, it is difficult to distinguish between individual signals.

1.3 Purpose of present study

To solve the above problems, in this study we propose a new nerve regeneration electrode with 3D structure using bundled microfluidic channels, and verify its feasibility. Previously, we developed flexible nerve electrodes and multichannel nerve electrodes using polyimide, parylene C

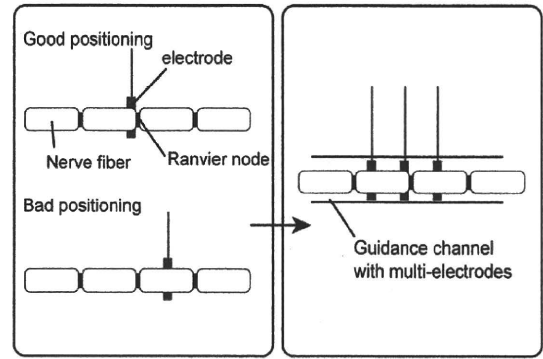


Fig. 2. Distance between measurement point and Ranvier's node for single nerve fiber.

(polychloro-*p*-xylylene), and other polymer materials [3–5]. The previous technologies were incorporated into the new nerve regeneration electrode proposed in this study.

Below we report the concept, design, and fabrication of the new electrode and on its basic evaluation.

2. Fabrication of Electrode Array

2.1 Concept

The concept of a nerve regeneration electrode proposed in this study is illustrated in Fig. 3. Fluid channels are arranged on a film substrate, and then bundled by coiling the substrate. Axons regenerate while passing through the guidance channels. When coiling the substrate, all gaps are filled with an adhesive so that axons cannot advance by routes other than the channels. Multiple electrodes are arranged inside every channel. As a result, electrodes with a good S/N ratio can be selected near the Ranvier's nodes (Fig. 2, right). In addition, when multiple

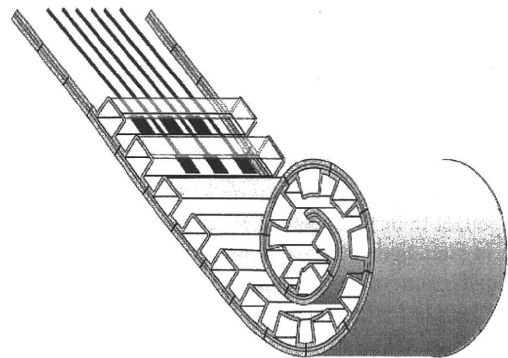


Fig. 3. Configuration of new nerve regeneration electrode integrated with multiple guidance channels.

regeneration axons pass through a channel, individual signals can be distinguished by using multiple electrode outputs. Further, one can expect this channel configuration to limit the attenuation of neural spikes in extracellular measurements.

In addition, connection with nerve bundles can be implemented, instead of the silicon tubes used in the conventional configuration (Fig. 1), if the width of the electrode substrate in the last (outermost) coil is larger than the channel length. In this case suture holes are provided.

2.2 Design

In this study, a prototype probe was fabricated assuming implantation in the sciatic nerve (diameter about 1.5 mm) of a 300-g rat. In particular, the dimensions were set as follows: outer diameter of the electrode 1.6 mm, channel length (nerve fiber direction) 1.5 mm, inner width of the channel 100 μm , channel height 30 μm , channel pitch 100 μm . The electrode substrate made of parylene C had an overall thickness of 25 μm : bottom layer 10 μm , insulating layer 5 μm , top layer 10 μm (Fig. 4). Tubular portions (1.5 mm) intended for connection with the nerve bundle were provided on both ends, and the whole electrode length was 4.5 mm. Gold with a thickness of about 300 nm was used for the electrodes and interconnections. The interconnection width was 30 to 60 μm , and rectangular windows with a size of 20 \times 50 μm were opened inside the channels for use as electrodes. The total number of guidance channels was 98. Some of the electrodes (3 to 11) were linked to the connectors. The principles of parameter setting are given in Section 4.

2.3 Fabrication method

The fabrication of the proposed electrode on a silicon wafer is illustrated in Fig. 4.

(1) A silicon wafer (used as the base in the fabrication process) was coated with 10- μm parylene C, then a layer of gold about 300 nm was deposited, and patterning was performed to form electrodes and interconnections measuring 30 to 60 μm .

(2) The second 5- μm layer of parylene C was applied, and windows were produced by oxygen plasma etching using an aluminum mask so as to expose the electrodes and connectors.

(3) A thick-film resist (dry film resists THB-611P and SUNFORT AQ-4059 were used in this study) was applied, and patterning was performed, producing a sacrificial layer to form microchannels.

(4) The third 10- μm layer of parylene C was applied. The device was trimmed, and the channel openings and connectors were finished (Fig. 4-1).

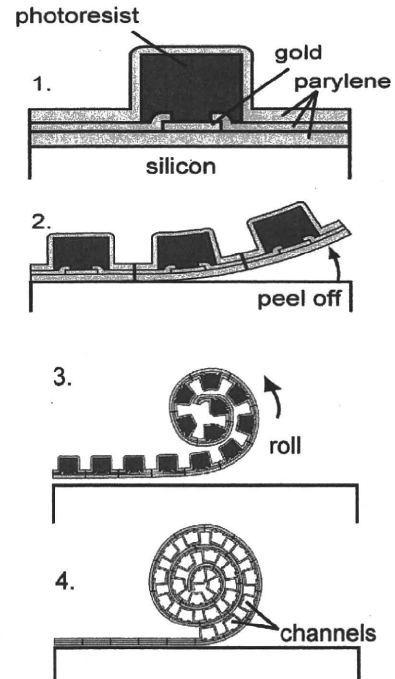


Fig. 4. Fabrication process (photoresist is removed in the course of rolling).

(5) The electrode was coiled during or after peeling from the silicon wafer. The middle part of a tungsten wire with a diameter of 12 μm and a length of about 5 cm was attached to the electrode tip using a cyanoacrylate adhesive (Aron Alpha, produced by Toagosei). An epoxy adhesive (Excel Epo produced by Cemedine) was inserted in order to prevent the electrode from uncoiling (Fig. 4-3).

(6) After completion of coiling, the electrode was immersed for 1 to 24 hours in acetone, and the tungsten wire used as a stiffener was removed together with the thick-film resist.

This fabrication method is basically the same as that used for the previous multichannel flexible electrode [5], except for the coiling. In this study, we employed thick-film resists of two types, THB-611P and SUNFORT AQ-4059, for comparison.

3. Results: Prototype Fabrication

A photograph of the prototype is given in Fig. 5. As shown in panels (A) and (C), the width of the electrode substrate in the last coil is greater than the channel length so as to allow connection to the nerve bundle. Every channel has a width of 100 μm , a height of 30 μm , and a length of

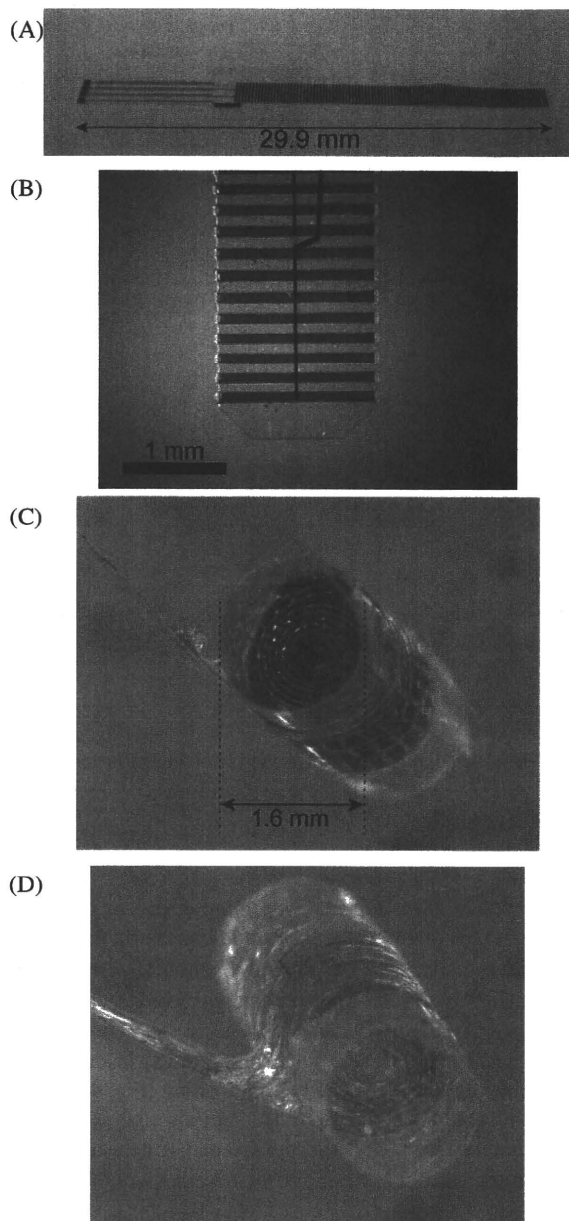


Fig. 5. Photo of fabricated probe. (A) Before rolling; the whole length is 29.9 mm. (B) Tip of the probe; fluidic channel dimensions: $W100\ \mu\text{m} \times H30\ \mu\text{m} \times L1,500\ \mu\text{m}$. (C) After rolling, before removing the photoresist. (D) After removing the photoresist.

1500 μm . As shown in panel (B), an overlap is provided at the electrode tip to attach the tungsten wire, and a bevel is provided for easier rolling. The average impedance of five electrodes linked to connectors was 376 $\text{k}\Omega$ (1 kHz).

4. Discussion

4.1 Fabrication

Fabrication of the prototype confirms the feasibility of the proposed 3D nerve regeneration electrode. Comparative experiments with the two resists showed that SUNFORT AQ-4059 often could not be removed completely from the fluid channels; hence, we concluded that the conventional resist (THB-611P) was more suitable.

The channel height can be controlled via the thickness of the resist layer (for example, by adjusting the speed of the spin coater). This may be useful to obtain an appropriate channel size as necessary for further evaluation tests *in vitro* and *in vivo*.

When the tungsten wire used as a stiffener is detached, a hole remains in the probe. The hole should be filled with an adhesive in order to prevent axon regeneration outside the guidance channels. This must be done with caution so as not to inadvertently seal the neighboring channels. In any case, a more efficient coiling method must be developed.

4.2 Design

Assuming implantation in the sciatic nerve (diameter about 1.5 mm) of a 300-g rat, we fabricated a prototype probe with an outer diameter of 1.6 mm. However, the choice of this value requires further examination. In addition, the channel length (nerve fiber direction) was 1.5 mm due to considerations of electrode arrangement. More electrodes can be placed in longer channels, but axon regeneration would become more congested; therefore, further study including the evaluation of axon regeneration is necessary for appropriate choice of this dimension. As regards the inner size of the channel (width and height), the number and diameter of regenerating axons should be taken into consideration. However, neurons are thin at the initial stage of regeneration, then gradually become thicker; hence, experiments are required in order to determine the appropriate setting. The channel height is restricted by the specifications of the thick-film resist. Since the distance between the axons and electrodes inside the channel increases with the channel height, attenuation of neural spikes must be considered. In this study, channels with a width and height of 100 μm and 30 μm , respectively, were placed at intervals of 100 μm , assuming regeneration of several motor nerves of a healthy rat. The thickness of the parylene C was set in accordance with previous studies; however, long-term implantation tests are needed because this parameter, together with the channel spacing, affects the durability and flexibility of the whole probe.

The maximum number of guidance channels that can be arranged in the probe is determined by the channel dimensions (height, width, spacing), the thickness of the parylene C layers, and the outer diameter of the probe. In the prototype probe with a diameter of 1.6 mm, the maximum number of channels was 309, assuming that the spacing is 20 μm , and that the area of the gaps between the channels becomes $((30 + 10 + 10) \times (100 + 10 + 10 + 10)) \mu\text{m}^2$ as a result of coiling, while the total cross-sectional area is $(0.8 \times 0.8 \times \pi) \text{mm}^2$. Defined as the ratio of the total inner cross-sectional area of all channels to the cross-sectional area of the whole probe, the opening factor is 0.46 in this case. This value determined by the thickness of the parylene C layers and the channel spacing, in combination with the channel length, is assumed to affect the overall success rate of regeneration of the whole nerve bundle. In contrast to conventional nerve regeneration electrodes, there is a risk that the change in length of the proposed probe may impede regeneration; this risk must be minimized by using appropriate coating and filling materials.

The maximum number of channels and the opening factor are also affected by how tightly the electrode is coiled, and by the use of the stiffening wire, which depends on the design. Thus, the design parameters can be adjusted depending on the purpose (for example, to improve the accuracy of signal separation by providing more channels and setting fewer axons per channel, or to increase the axon generation rate by setting an appropriate opening factor).

The length of the probe portion used for connection to the nerve bundle (instead of the silicon tube in the previous device) was 1.5 mm at both ends. This dimension too should be optimized by implantation experiments, because it may affect device operability and stability as well as nerve regeneration.

In addition, the connectors should be made more compact so that more electrodes can be linked.

4.3 Electrode impedance

In the prototype device, a layer of gold was sandwiched between parylene C layers, and the exposed portions were used as the electrodes, which is the same structure as was proposed previously by the authors [3–5]. We may consider possible damage to the interconnection layer during coiling, but in the previous study [4], the electrode impedance did not change significantly even when the interconnection portions were bent at a right angle. In the present study too, the measured results suggest that the electrodes and interconnections were not damaged in the course of rolling.

4.4 Future topics

We assume that the distal stump of a severed nerve bundle is fixed at the periphery of the proposed electrode, just as in conventional nerve regeneration electrodes. However, if chemicals could be injected into the channels from outside, then one could use NGF (nerve growth factor) or some other substance to simulate regeneration, thus avoiding the need for fixing the distal stump of the nerve bundle.

A nerve regeneration electrode functions only when regeneration axons pass through it, and therefore evaluation experiments with nerve regeneration should be carried out as soon as possible. We are currently performing implantation tests with rats sciatic nerves to verify the effectiveness of the nerve regeneration electrode.

5. Conclusions

To allow long-term stable signal exchange with the peripheral nervous system, and to solve problems of conventional nerve regeneration electrodes with planar structure, we have proposed a new nerve regeneration electrode with bundled microfluidic channels. By fabrication of a prototype, we showed that the proposed design can be implemented using parylene layers and sacrificial layers of thick-film resist; in addition, we examined design directions and other issues.

Acknowledgment

We express our deep gratitude to the VLSI Design and Education Center (University of Tokyo) for providing us with mask fabrication equipment. In addition, this study was assisted in part by grants from the Ministry of Health, Labor and Welfare (H17-nano-010) and the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology (Fundamental Research (A) No. 17206022).

REFERENCES

1. Mannard A, Stein RB, Charles D. Regeneration electrode units: Implants for recording from single peripheral nerve fibers in freely moving animals. *Science* 1974;183:547–549.
2. Kovacs GTA, Stormont CW, Rosen JM. Regeneration microelectrode array for peripheral nerve recording and stimulation. *IEEE Trans BME* 1992;39:893–902.
3. Suzuki T, Mabuchi K, Takeuchi S. A 3D flexible parylene probe array for multichannel neural recording. *Proc 1st Int IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, p 154–156, 2003.

4. Takeuchi S, Suzuki T, Mabuchi K, Fujita H. 3D flexible multichannel neural probe array. *J Microelectromechanical Systems* 2004;14:104–107.

5. Takeuchi S, Ziegler D, Yoshida Y, Mabuchi K, Suzuki T. Parylene flexible neural probe with micro fluidic channel. *Lab on a Chip* 2005;5:519–523.

AUTHORS (from left to right)



Takafumi Suzuki (member) completed the M.E. and doctoral programs at the University of Tokyo in 1995 and 1998 and joined the faculty as a research associate, becoming a lecturer in 2002. His research interests are neural engineering and bionics. He holds a D.Eng. degree, and is a member of JSMBE, IEEE, and other societies.

Naoki Kotake (nonmember) graduated from the National Institute of Fitness and Sports in Kanoya in 2003, completed the M.E. program in 2005, and entered the doctoral program at the University of Tokyo. His research interest is neural interfaces.

Kunihiko Mabuchi (nonmember) obtained a bachelor's degree in medicine from the University of Tokyo in 1976 and a bachelor's degree in mathematical engineering in 1978, and completed the doctoral program in 1986. Since 1996 he has been a professor at the University. His research interests are biomedical engineering, artificial organs, and neural interface. He holds a D.Med.Sc. degree, and is a member of JSMBE, JSAO, IEEE, and other societies.

Shoji Takeuchi (nonmember) completed the doctoral program at the University of Tokyo in 2000, becoming a lecturer at the University in 2001 and an associate professor in 2003. Her research interests are neural interfaces, and MEMS devices using biomolecules. She holds a D.Eng. degree, and is a member of JSMBE, IEEE, and other societies.

FRONTIERS REVIEWS: UNBIASED, FAIR AND REAL-TIME

RESEARCH EVALUATED DEMOCRATICALLY: THE BEST ARTICLES «CLIMB THE TIER» AND BECOME PRESTIGIOUS FRONTIERS FOCUSED REVIEWS

Home About Submit Advertise

Register Login

frontiers CONFERENCES

Journal

My Frontiers

Search

Frontiers in Science

Home

Neurology

Neuroscience

Pharmacology

Physiology

Psychiatry

Psychology

View conferences

All Conferences

All Abstracts

Conference

search

Advanced Search

Conferences by field

Neurology

Neuroscience

Pharmacology

Physiology

Psychiatry

Psychology

Search

Conference Info

Post a Conference

Conference Services

Contact

Prev Next

Navigation

Back to Biomag 2010 - 17th

International Conference on

Biomagnetism

Back to All Abstracts

Topics

Instrumentation and Multi-modal Integrations: MEG, Low-field MRI, EEG, fMRI, TMS, NIRS

MEG Modeling

Signal processing

Fetal and neonatal biomagnetism

Sensory Processing and Functional Connectivity

Language

Neurocognition and Functional Connectivity

Brain-computer and neural interfacing

MEG: Clinical applications

Epilepsy

MCG: Instrumentation, Modeling, Basic and Clinical Studies

Nanoparticles, Biosusceptometry and Effects of Magnetic Fields

POSTER PRESENTATION

Phase-related phenomena in MEG analyzed by phase-compensated averaging

Ayumu Matani^{1*}, Yasushi Naruse², Tomoe Hayakawa³, Takeshi Nogai⁴, Yasushi Terazono⁴, Norio Fujimaki⁴ and Tsutomu Murata⁴

1 The University of Tokyo, Kashiwa, Japan

2 NICT, Tokyo, Japan

3 Teikyo University, Tokyo, Japan

4 National Institute of Information and Communications Technology, Tokyo, Japan

Phenomena caused by phases of ongoing spontaneous activities, such as phase-reset, long-distance synchronization, and event related synchronization/desynchronization, have been received much attention. Phase-compensated averaging is a stimulus-locked averaging method for analyzing MEG/EEG epochs. Unlike conventional averaging, this method enhances an ongoing spontaneous activity as follows. First, instantaneous alpha-beta band phases of epochs of a target channel (channel l , hereafter) at the external trigger timing are calculated by using the Hilbert transform. The phases are expected to distribute almost uniformly from 0 to 2π in the case of the stimulation with random timing. Then, each epoch of a channel (channel m , hereafter) is multiplied by the epoch-wise different unit-amplitude complex number such that each instantaneous phase of channel l is compensated to zero. We call the case that l is equal to m auto-average and the case that l is not equal to m cross-average. Although cross-averages are useful for evaluating a directional relationship between channels, the number of combination of l and m is too large to overview all the cross-averages. Therefore, the channels are clustered according to a distance between two channels which is determined on the basis on the instantaneous phases over epochs. As an application example, MEG recording for simple pop-out visual stimuli was performed and its data were analyzed by using phase-compensated averaging. First, seven MEG channel clusters appeared. Second, seven MEG cross-averages compensated with the seven representative phases showed dipolar patterns. Third, MEG cross-averages revealed directional relationships among some pairs of clusters. Taking these results into account, a relationship among phase-related phenomena can be explained with the directional relationships. Therefore, phase-compensated averaging would be useful for analyzing stimulus-induced changes of ongoing spontaneous activities.

Conference: Biomag 2010 - 17th International Conference on Biomagnetism . Dubrovnik, Croatia (Hrvatska), March 28 - April 01, 2010.

Citation: Matani A, Naruse Y, Hayakawa T, Nogai T, Terazono Y, Fujimaki N and Murata T (2010). Phase-related phenomena in MEG analyzed by phase-compensated averaging. Conference Abstract: Biomag 2010 - 17th International Conference on Biomagnetism . doi: 10.3389/conf.fnins.2010.06.00109

Copyright: © 2010 Matani, Naruse, Hayakawa, Nogai, Terazono, Fujimaki and Murata. This is an open-access publication subject to an exclusive license agreement between the authors and the Frontiers Research Foundation, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original authors and source are credited.

*Correspondence: Ayumu Matani, The University of Tokyo, Kashiwa, Japan. matani@isp.ac

Journal Impact Analytics

frontiers IMPACT (new)

3rd INCF Congress of Neuroinformatics

Kobe Japan | Aug 30 - Sept 1

incf

ESF-EMBO Symposium: Functional Neurobiology in Minibrains: From Flies to Robots and Back Again

17-22 October 2010
Sant Feliu de Guixols, Spain

Applications deadline:
17 August 2010

Phase series analysis for analyzing phase-related phenomena in MEG epochs

Ayumu Matani^(1,2)

(1) the University of Tokyo, Japan

(2) National Institute of Information and Communication Technology, Japan

Abstract Phase series analysis is an extended stimulus-locked averaging method for MEG epochs. The 0th average is identical to the conventional average, so this is only one. The 1st average or higher, however, varies with permutation orders of MEG epochs and has two types of averages, auto- and cross-averages, with respect to the combination of a channel to determine MEG epoch order and a channel to be analyzed. These two averages clarify phase synchronization in a channel and between channels and, on the basis of this characteristic, introduce a new concept: epoch order synchronization/desynchronization (EOS/EOD). EOS/EOD of 1st auto- and cross averages can visualize phase-resets and long distance synchronization, respectively.

1. Introduction

Phases of ongoing spontaneous rhythms have been received much attention. Phases may be modulated by the information processing of the brain. For instance, the phase-reset is the phenomenon that the phase is jumped into a specified phase (reset) by a stimulus^(1,2) and the long distance synchronization is the phenomenon that phases among distant brain area are synchronized by a stimulus⁽³⁾. These phase-related phenomena have not yet been visualized as a waveform.

Phase series analysis was originally proposed for echography⁽⁴⁾. Since echography is an active measurement technique, Gabor pulses having different

initial phases are transmitted to a specimen. The received echoes are treated as epochs. MEG, however, is a passive measurement technique and hence the sequential order of epochs has intrinsically no physical meaning. If a physical meaning is given to the order of epochs, the order will be the third independent variable like time and channel.

2. Phase Series Analysis

If stimuli are presented at sufficiently random timing, the alpha rhythm phases of epochs at stimulus onsets are expected to be uniformly distributed from 0 to 2π . We call the epochs sorted according to the phase order phase series. Now, phase series analysis is outlined as follows. The phase series are discrete Fourier transformed at each time sampling point. The transformed phase series is treated as a function in terms of time again. The function has independent information from the DC term to the Nyquist frequency term without information loss in the sense of Parseval's law. The 0th average, or the DC term, is identical to the conventional average. Therefore, phase series analysis is an extended averaging method. From this viewpoint, the analysis with only the conventional average suffers huge information loss. The 1st average indicates the alpha rhythm modulated by stimuli because the phase series is sorted with the alpha phases. Thus, the 2nd average or higher indicates modulations of the beta and gamma rhythms as harmonics of the alpha rhythm. Note that the multiple

averages except the 0th average are intrinsically complex valued. Therefore, the real part, imaginary part, absolute value, and phase of these averages are visualized as a waveform.

Phase series analysis, as an extended averaging method, derives two new concepts: auto-/cross-averages and epoch order synchronization/desynchronization (EOS/EOD). First, auto-/cross-averages have the similar concept of auto-/cross-correlations but auto-/cross-averages are directional. Two MEG channels are nominally necessary for phase series analysis. One is for determining a phase order and the other is actually analyzed. These two are not necessarily chosen from different MEG channels. We call the multiple averages calculated from the same MEG channels auto-averages and those from different MEG channels cross-averages. Second, the phase of the 1st average introduces EOS/EOD. If the alpha band activity stably exists over epochs, the phase of the 1st average shows the straight line having the alpha band slope (EOS). On the other hand, if phase modulation occurs, the straight line will be distorted (EOD). Note that EOS/EOD is evaluated in not the single shot but the average sense.

EOS/EOD of auto- and cross-averages may indicate the phase reset and the long distance directional synchronization, respectively.

Acknowledgment

This work was partially supported by a Grant-in-Aid for Scientific Research (B) (No. 19300106 and No. 21300102) from the Ministry of Education, Science, Sports and Culture.

References

- [1] Makeig S, Westerfield M, Jung TP, Enghoff S, Townsend J, Courchesne E, Sejnowski TJ (2002) Dynamic brain sources of visual evoked responses. *Science* 295:690-694
- [2] Naruse Y, Matani A, Hayakawa T, Fujimaki N (2006) Influence of seamlessness between pre- and post stimulus alpha rhythms on visual evoked potential. *NeuroImage* 32:1221-1225
- [3] Brovelli A, Ding M, Ledberg A, Chen Y, Nakamura R, Bressler SL (2003) Beta oscillations in a large-scale sensorimotor cortical network: Directional influences revealed by Granger causality. *PNAS* 101:9849-9854
- [4] Matani A, Shigeno T (2006) Phase series echography with prior waveform distortion for evaluating posterior waveform distortion. *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 53:2019-2025

選択走査方式を用いた省配線・分布型触覚センサ

西野高明*・下条 誠*・石川正俊**

Tactile Sensor for Measuring Load Distribution Using Selected Scanning Method with a Few Wires

Takaaki NISHINO*, Makoto SHIMOJO* and Masatoshi ISHIKAWA**

A tactile sensor is developed with the aim of covering a robot's entire body, while reducing wiring requirement and ensuring high-speed response. The sensor detects the load distribution on 2-dimensional surfaces. The sensor use only 7 signal wires regardless of the number of detection elements. Moreover, the sensor has high-speed response because it can detect only areas where there is contact. In this paper, the principles behind the operation of this sensor and the results of experiments using the sensor are described.

Key Words: tactile sensor, network, high speed, analog circuit, tactile sensor, fast response, a few wires

1. はじめに

これまで触覚センサに関する研究は、ロボットハンドに取付け把持・操りを行なうためのセンサの研究が多数を占めていた^{1),2)}。しかし、最近是人型ロボットの研究開発に伴いロボットの全身を覆うような触覚センサの研究開発が盛んになってきている³⁾⁻⁶⁾。これらの用途ではセンサの空間的解像度はそれほど高い必要はないが、柔らかくて丈夫で広い面積が覆えること、自由曲面にも取り付け可能ななどの条件が要求される⁷⁾。例として、稲葉らの触覚スーツは、導電性布で網目状スペースを挟み、導電性布がスペースの網目を通して接触することで荷重を検出し、導電性糸を用いて信号を伝える方式である⁸⁾。センサは柔軟で広い面積が可能である特長がある。しかし、検出点の増加に伴い配線数・配線長が増加する問題がある。この配線数を少なくするため、検出素子をアレイ状配置としたものがある。たとえば、向井らは弾性体で覆った超小型半導体圧力センサをロボットの胴体・腕等の曲面に配置し、行と列の走査により分布量を計測している⁹⁾。また、検出素子として感圧インクを用いたものもある。これは感圧インクをストライプ状に印刷したシートを印刷方向が縦横になるように2枚重ね合わせセンサとしたものである¹⁰⁾。縦横ストライプの交点が検出点となり、荷重による抵抗値変化を行

と列の走査で計測する。検出部は0.1mm程度と薄く、また印刷により形成できるので高い空間分解能が実現できる。しかし、シート状のため展開面が2次元となる曲面しか覆えない。このように従来の分布型触覚センサの多くはアレイ状に配置した検出素子を、行と列により選択する方式を取っている。しかし、これらのセンサでロボットの全身等広範囲を被覆する場合、1) 行と列の数の配線が必要となり配線数が膨大になる、2) 検出点の増加に伴い走査時間が掛かるため応答速度が遅くなる、などの問題がある。

最近、省配線化を図る方法としてシリアルバスなどを用いる方法も提案されている。たとえば、大村らは32個の検出部を単位としたセンサシートにMPUを配置、各センサシートを高速シリアルバス結合することで配線数を少なくする方法を提案している¹¹⁾。このほか、省配線型として検出素子からの信号をスペクトラム拡散通信方式で多重化して省配線で送る方式¹²⁾、また遅延回路を用いて検出素子からの信号を順次1本のラインで送る方式¹³⁾がある。遅延回路方式は各検出素子をインダクタ・キャパシタを介して並列接続し、各素子の出力を段階的に遅延させることにより省配線で分布触覚情報を取得する手法である。しかし実際には出力信号レベルが低下する等の問題があると思われる。

一方、われわれはこれまでにネット状触覚センサ^{14),15)}(以後ネット状CoPセンサとする)の開発を行ってきた。これは、センサ面積によらず出力配線は4本、センサ構造および演算回路がすべてアナログ回路のため1ms以内の高速応答性があること、また自由曲面に網を被せるように装着可能であることなど、上記に述べた従来の問題をほぼ解決している。しかし、このセンサから得られる情報は荷重分布中心位置と総荷重のみであり、多点接触判別などで必要な荷重分布計測には対応できなかった。そこで本研究では、ネット状CoPセンサの原理を応用し、省配線、高速応答の特徴を活かし、かつ

* 電気通信大学大学院電気通信学研究科 調布市調布ヶ丘1-5-1

** 東京大学大学院情報理工学系研究科 東京都文京区本郷7-3-1

* Graduate School of Electro-Communications, The University of Electro-Communications, 1-5-1 Chofu-ga-oka, Chofu

** Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo

(Received March 9, 2009)

(Revised July 15, 2009)

荷重分布が計測可能なセンサの開発を行なった結果について報告する。本センサはつぎのような特徴をもつ。1) 荷重分布を計測できる、2) ネット状のため自由曲面に網を被せるように装着可能である、3) センサ面積、分解能によらず出力配線数は7本と省配線である。また4) 接触部分の荷重情報のみを選択的に検出することがあげられる。これは従来の分布型触覚センサはすべて検出点を走査するため、検出点数の増加に伴い、応答時間の増大を招いていた。しかし実際の使用を想定すると、Fig. 1 に示すようにロボットの表面全体に荷重が分布することはほとんどなく、全身のごく一部に荷重が加わる場合が主となる。このため、全検出点の荷重を毎回サンプリングする従来の手法は、応答速度、データ処理量からすると効率が悪い。本研究で提案するセンサでは、選択走査方式により接触がある部分の荷重のみを検出するため、ロボット全身被覆のような大面積かつ接触部分が比較的少ない場合において応答速度を大幅に短縮することができる。以下では、提案するセンサの基本原理解および試作したセンサの実験結果について述べる。

2. センサの基本原理解

本研究で提案するセンサは、ネット状 CoP センサに付加回路を組入れ荷重分布を計測可能としたものである。ネット状 CoP センサは、隣り合う検出素子間を配線して構成するため、センサから外部への出力線は4本のみである。また、センサはアナログ回路であり、検出素子の個数、配置、センサ面積にかかわらず、その応答速度はほぼ一定である特徴がある。しかしながら、この方式では荷重分布の中心位置と総荷重のみが計測可能であり、荷重分布は計測できない問題点がある。本論文は、この CoP センサに付加回路を加えることにより、省配線の長所を活かしつつ、荷重分布が計測できるセンサを開発したことの報告である。

以下では、まずネット状 CoP センサの原理を簡単に述べ、つぎにそれに付加回路を加えることで荷重分布が計測可能になることを述べる。

2.1 ネット状 CoP センサの計測原理

ネット状 CoP センサは Fig. 2(a) に示すような三層の構造となっている。A 層は抵抗 r を $m \times n$ のネットワーク状に接続したものである。この A 層の左端のすべての抵抗を電極 E_1 に接続し、外部に取り付けた抵抗 R_0 を通して電圧 $+V_0$

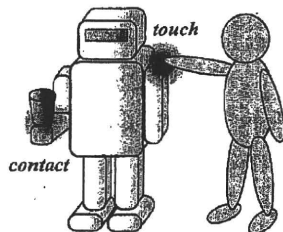


Fig. 1 An example of use of a tactile sensor

に接続する。同様に、右端のすべての抵抗を電極 E_3 に接続して抵抗 R_0 を通して電圧 $+V_0$ に接続する。B 層は A 層と同じネットワーク構造である。そして、この A 層と B 層の格子間に荷重によってその電気抵抗が変化する検出素子 r_p を接続したものである。センサは、荷重分布を検出素子 r_p により電流分布に変換し、その電流分布の中心位置を電極 E_1, E_2, E_3, E_4 の電圧から求め、総電流から総荷重を計測する。ここで Fig. 2(b) に示すように、A 層から B 層へ検出素子 $r_p(i, j)$ を流れる電流を $I(i, j)$ とする。また、ネットワーク抵抗を r 、A 層、B 層の電圧をそれぞれ $V_a(i, j), V_b(i, j)$ 、全電流値を I_{all} とする。

検出エレメントを $m \times n$ マトリックス状に配置した場合、電流分布の x, y 方向の 1 次モーメント I_x, I_y はそれぞれつぎのように求められる¹⁵⁾。

$$I_x = \frac{1}{n-1} \left(\frac{2m}{r} + \frac{n+1}{R_0} \right) (V_{E1} - V_{E3}) \quad (1)$$

$$I_y = \frac{1}{m-1} \left(\frac{2n}{r} + \frac{m+1}{R_0} \right) (V_{E2} - V_{E4}) \quad (2)$$

一方、全電流値 I_{all} は電極 E_1, E_3 に R_0 を通り流入する電流の和から次式のように求められる。

$$I_{all} = \frac{(2V_0 - V_{E1} - V_{E3})}{R_0} \quad (3)$$

これから電流分布の中心位置 x_c, y_c は次式で求められる。

$$x_c = I_x / I_{all}, \quad y_c = I_y / I_{all} \quad (4)$$

また電流 $I(i, j)$ と荷重 $F(i, j)$ が (5) 式で示すように反比例する場合、荷重分布の中心位置は電流分布とほぼ一致し (4) 式で求められ、総荷重は (6) 式で表わされる。

$$r_p(i, j) = kF^{-1}(i, j) \quad (5)$$

$$F_{all} = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n F(i, j) \approx \frac{2kI_{all}}{(V_{E1} + V_{E3} - V_{E2} - V_{E4})} \quad (6)$$

このようなセンサ構造をとることによって、つぎのような利点がある。まず、1) 単位エレメントを Fig. 2 に示すように $m \times n$ のマトリックス状に任意個数接続することでさまざまな

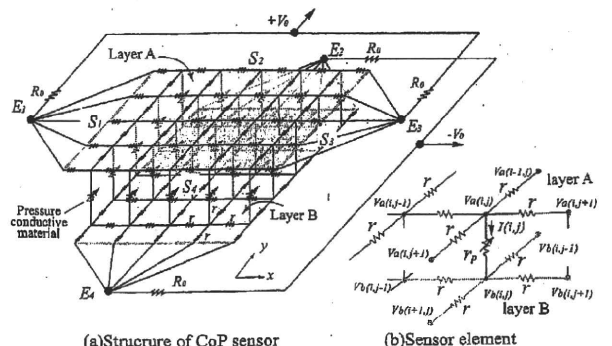


Fig. 2 Structure of the CoP sensor

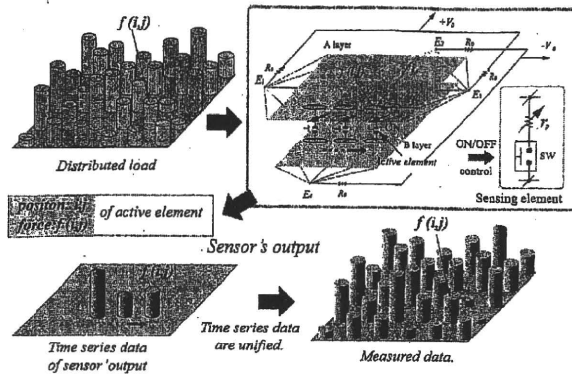


Fig. 3 Principle of the sensor for measuring distributed load

大きさのセンサの作成が容易に行なえる。また、2) 単位エレメントの検出素子 r_p は各種物理量によってその抵抗値もしくは電流値が変化するものならば置き換え可能である。たとえば、力のみでなく、変位、距離、温度等の各種物理量の計測にも利用できる。たとえば、感圧素子の代わりに近接覚素子を用いると、2次元型近接覚センサとなる¹⁶⁾。その他、3) センサは、隣接する単位エレメントを接続するネット構造であるため、ネットを被せるようにして自由曲面等への被覆が可能となることも利点である。

2.2 荷重分布計測原理

ネット状 CoP センサは荷重分布の中心位置と荷重総和を出力する。そこで荷重が1点の場合センサは、その荷重位置と荷重値を出力することになる。荷重分布の計測はこの特性を用いて実現した。まず Fig. 3 右上に示すように、制御入力によって ON/OFF 可能な SW (スイッチング素子) 回路を検出エレメントに付加する。つぎに、常に1箇所みの検出エレメントをアクティブとする走査方式を導入する。するとセンサは、Fig. 3 に示すように荷重位置と荷重値 $f(i, j)$ を順次出力するため、すべての走査が終了後は荷重分布が計測できることになる。

3. 検出エレメント走査方法

ここで選択される検出エレメントを常に1箇所にする方式をどのように実現するかが問題となる。本研究では、シンプルに遅延回路をカスケード式に接続し、順次検出エレメントを ON とする方式とした。遅延回路の信号線は隣の検出素子へ順次接続すればよく、省配線性を損なわずに荷重分布の取得を実現することができる。しかし、この方式は全素子を走査するため、エレメント数の増大に比例して走査時間が増加する。これはロボット全身を被覆するなど広い面積に用いる場合、応答遅れなどの原因になる。そこでわれわれは、Fig. 4(a) の全走査方式以外に、Fig. 4(b) に示す選択走査方式を開発した。この方式は荷重が加わっている部分のみを選択的に走査する方式である。この方式では無荷重のエレメントは、飛ばして走査するため全走査方式と比較して短時間の走査が可能となる。以下ではこの2つの方式について述べる。

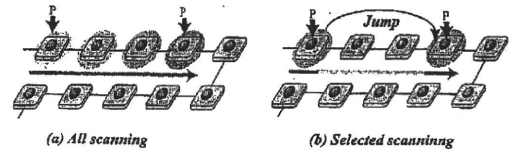


Fig. 4 Concept of two type scanning method

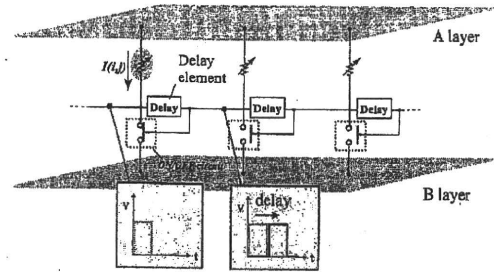


Fig. 5 All element scanning method

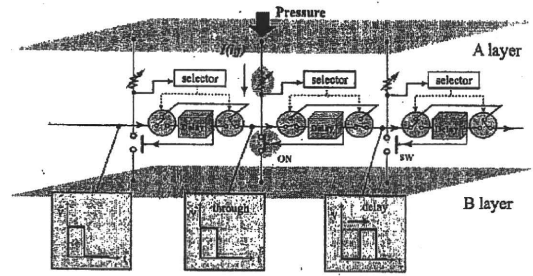


Fig. 6 Selected element scanning method

3.1 全走査方式

Fig. 5 に示すように遅延回路をカスケードに接続する。遅延回路としてワンショット IC 等を用いることでパルス状の制御信号をパルス幅分、順次遅延させながら次段に送っていく。この方法では隣り合うエレメント間を繋ぐ配線のみで構成でき、省配線性を失わずに走査を実現できる。

3.2 選択走査方式

選択走査方式の概要を Fig. 6 に示す。本方式は遅延回路に迂回路を設けた点が全走査方式と異なる。基本的遅延回路は全走査方式と同様だが、遅延の有無を切替えられる。荷重が加わった検出エレメントは、SW 回路を ON とし、かつ制御信号を遅延回路を通してつぎの検出エレメントへ送る。また、無荷重の検出エレメントの場合、SW 回路を OFF とし、制御信号を直接つぎの検出エレメントへ送る。これにより接触状態にある検出エレメントのみを選択走査することができる。

4. 選択走査方式回路

選択走査方式における荷重有無の検出方法について述べる。本研究では、荷重を電氣的抵抗値に変換する検出素子 r_p として感圧導電性ゴムを用いた。その荷重と抵抗値の関係を Fig. 7 に示す。感圧導電性ゴムは、無荷重では抵抗値 r_p は、ほぼ無限大であり、また荷重が小さい範囲では高抵抗域での不安定な値となる。Fig. 7 に示す例では 0.5N あたりが荷重の閾値

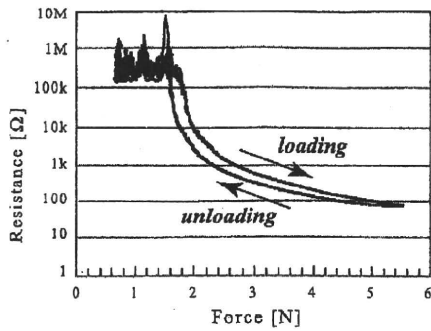


Fig. 7 Relation between force and resistance r_p of the pressure conductive rubber

で 1.5N 付近を過ぎると 100kΩ 以下となり荷重と抵抗値の関係が安定してくる。ここで荷重検知回路として Fig. 8 を考える。まず Fig. 8(a) に示すように SW 回路が OFF の状態とする。そこに荷重が加わると、抵抗 r_p が減少し電圧 V_s が増加する。荷重有無の検知はこの電圧 V_s に閾値を設け検出する。なお抵抗 r_s は 1MΩ 程度の高抵抗とする。Fig. 9 には、この r_p と V_s の関係を示す。図では r_p を横軸に電圧 V_s/V_0 を左縦軸とした。電圧 V_s は電源電圧 V_0 に比例するため V_0 で正規化している。図には r_s の影響を確かめるため 5MΩ, 1MΩ, 500kΩ とした場合を示している。これから $r_s = 1MΩ$ の場合、 $r_p = 100kΩ$ では $V_s/V_0 = 0.9$ となることわかる。この例の場合では、 $V_s/V_0 = 0.9$ の閾値を設けることで 1.5N 以上の荷重範囲の検出エレメントを選択できることになる。

4.1 荷重検出回路の影響

ここでは抵抗 r_s を接続することによる計測への影響を考察する。感圧素子抵抗 r_p は、ほぼ無限大から 100Ω 程度まで変化する。ただし、計測利用範囲は決まっており、たとえば今回の感圧素子では荷重 2N 以上が計測範囲である。荷重 2N での抵抗値は 10kΩ 程度であり、これは $r_s = 1MΩ$ と比較して十分小さな値である。まず Fig. 8(a) に示すように SW が OFF 状態を考える。この場合、A 層から B 層へ電流が通過しないため、抵抗 r_s による影響はない。つぎに Fig. 8(b) に示すように SW が ON 状態を考える。この場合、Fig. 2 に示すネット状 CoP センサに抵抗 r_s の余分な回路が加わることになる。このため選択検出エレメントの抵抗 $r_p(i, j)$ を流れる電流 $I_{rp}(i, j)$ が $I'_{rp}(i, j)$ へと変化する。この電流値変化は (6) 式で示すように荷重計測に関係するため計測誤差となる。Fig. 9 には、 I_{rp} の誤差率と r_p の関係を示す。図では r_p を横軸に電流の誤差率を右縦軸とした。電流誤差率とは、抵抗 r_s を付加することによる抵抗 $r_p(i, j)$ を流れる電流の差分 $(I_{rp} - I'_{rp})$ を変化前の電流値 I_{rp} で割ったものである。 $r_s = 1MΩ$ の場合、最大でも 0.02% と小さく、ほとんど影響のないレベルである。また Fig. 8(b) に示すように電流 I_{rp} に対しては、 I_{rs} が余分に加わることになるが、これは B 層を通して電源 $-V_0$ へ流れる電流であり、(3) 式で計測される電流値 I_{all} には影響しないため問題はない。

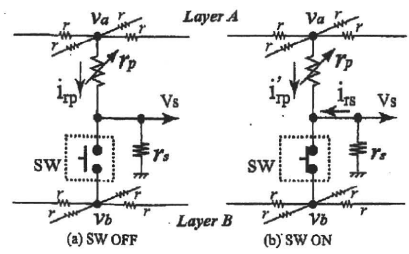


Fig. 8 Contact force sensing circuit

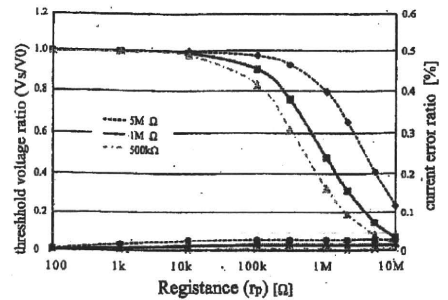


Fig. 9 Relation between resistance r_p and threshold voltage with changing r_s . Also relation between resistance r_p and current ratio. ($R_0 = 500Ω, r = 47Ω, V_0 = 15V$)

4.2 荷重検出回路を付加した実際の走査回路

ここで本研究で試作した選択走査方式の検出エレメント回路図を Fig. 10 に示す。センサへの配線数は、CoP センサの 4 本と、捜査回路用 3 本の合計 7 本となる。SW 素子には FET を、遅延素子にはワンショット IC(74LS123) を用いている。またコンパレータで電位 V_s の閾値の判別を行なっている。閾値以下の場合、コンパレータ出力は L レベルとなり、SW を OFF とし、遅延回路を迂回して制御信号が次段へ送られる。電位 V_s が閾値を越すと、コンパレータ出力は H レベルとなり、SW を ON とし、遅延回路を通り、制御信号が次段へ送られる。理想としてはこれらの素子を 1 個の IC チップとして統合したいが今回は検証回路のための試作であり、個別素子で構成した。

5. センサ試作

Fig. 2 のネット状 CoP センサでは検出素子を $m \times n$ の 2 次元アレイのマトリクス配置する。ただし、その特別な場合として 1 次元アレイ配置がある。1 次元アレイ配置は、配線数が少なく、また線状センサとなるため対象物に巻き付けて実装することできる長所がある。このことから本論文では、1 次元を含め、2 次元との 2 通りの配線方式について提案する。

5.1 マトリクス配置センサ

試作した分布型触覚センサの外観を Fig. 11 に示す。試作機は、全走査方式と選択走査方式の両方に対応可能とした。今回の試作機は原理確認のためのものであり、簡便に制作できるようにセンサ回路と検出素子基板とを分けてある。検出エレメント数は 9 個とし、10mm 角、厚さ 0.6mm の検出素子を 20mm 間隔のマトリクス状に配置している。

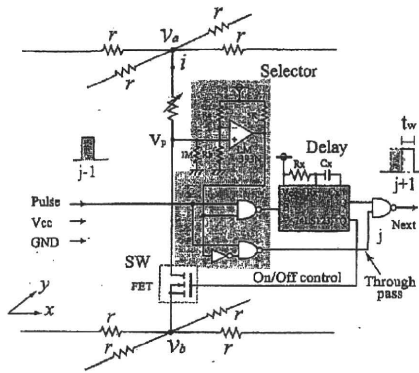


Fig. 10 Selected scanning circuit for the prototype

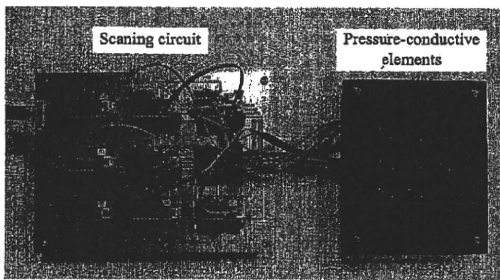


Fig. 11 Prototype of the sensor

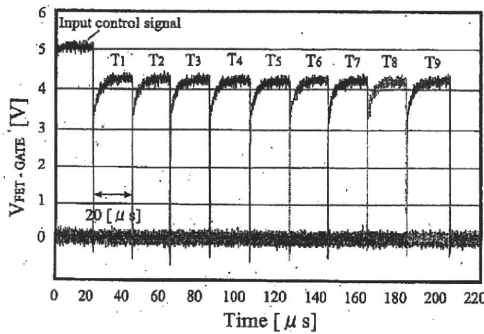


Fig. 12 Delayed on/off control signal for the prototype sensor

ここで各検出エレメントへの制御信号を送り順に $T_1 \sim T_9$ とする。また各検出エレメントの遅延時間 t_p は $20 \mu\text{s}$ とした。Fig. 12 には全走査方式での各検出エレメントへの制御信号を示す。 $20 \mu\text{s}$ ごとに順次信号が伝達されているのがわかる。

5.2 直列配置センサ

Fig. 13 にその構造を示す。抵抗ネットワークは A 層のみ、下層は GND となっている。A 層はネット状でなくラダー状に接続された 1 次元配線で、電極 S_1 , S_2 電位より検出エレメント位置を検出する。マトリクス配線と直列配置との配線の比較を Fig. 14 に示す。直列配置では出力配線が 5 本と少なく、また検出エレメント間の配線も前後 2 つのエレメントとそれぞれ 4 本の配線で接続すればよく、配線コストは大幅に軽減される。

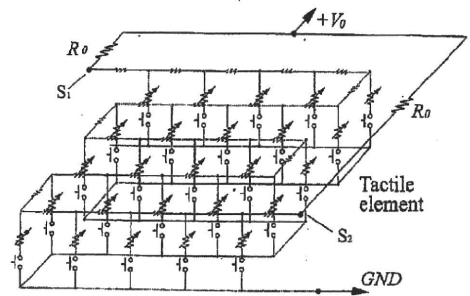


Fig. 13 Inline wiring method of the sensor

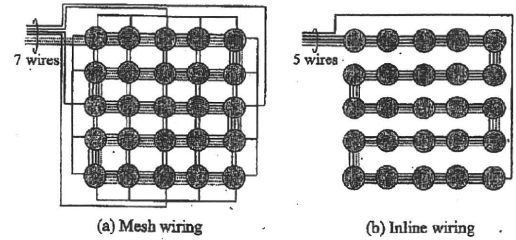


Fig. 14 The comparison of the wiring method

6. 基本特性実験

6.1 荷重分布計測実験

荷重分布の印加方法として、センサ上に厚さ 10mm のウレタンシートを置き、その上から半球状 (10ϕ) の加圧子により荷重を加え、ロードセルにより荷重を計測した。荷重位置はセンサ中心部、荷重は 20N とした。Fig. 15(a) にはセンサからの位置出力を、Fig. 15(b) には荷重出力を示す。位置出力では、各エレメントの位置出力 $T(i, j)$ が検出エレメントの選択につれて時々刻々変化するのわかる。また、その位置出力と同時に荷重が出力されている。実験では遅延周期を $20 \mu\text{s}$ とした。同時刻での位置出力と荷重出力から、どのエレメントにどれだけの荷重が負荷されているのかわかる。計測結果を Fig. 16 に示す。図は計測した荷重 9 点を補間して表示している。荷重分布は中心部にピークがあり、センサ全面に荷重が分布しているようすが確認できる。

通常、本論文のように離散的にセンサ素子を配置した場合、センサの保護も兼ね、センサを弾性体カバーで覆い、各センサ素子に荷重を分散させることが一般的である。このとき、カバー上の荷重状態とセンサ素子に加わる力の関係は参考文献を参照願いたい^{17), 18)}。

6.2 走査方式比較実験

全走査方式と選択走査方式の比較実験を行なった。実験は、Fig. 17 に示すように 3 つの検出エレメント $T(1, 1)$, $T(3, 1)$, $T(3, 3)$ に同時に荷重を負荷した際の位置・荷重出力を測定した。荷重は、それぞれアクリル製半球状 (10ϕ) の加圧子により加え、ロードセルにより計測している。両方式の実験結果の比較を Fig. 18 に示す。Fig. 18(a) には全走査方式の場合の位置・荷重出力の時間変化を示す。各検出エレメントから $20 \mu\text{s}$ ごとに計 9 つの出力がある。このため、すべての位置・

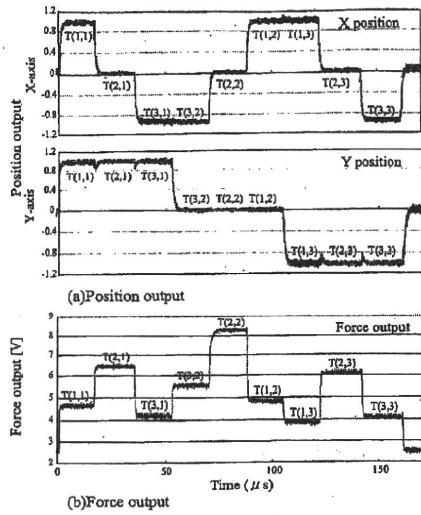


Fig. 15 Position and load signal from the sensor for distributed load

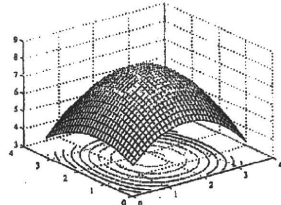


Fig. 16 Distributed load output

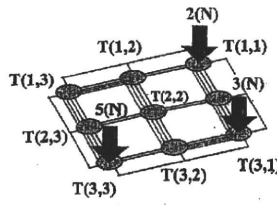


Fig. 17 Applied load for experiments

荷重情報が出力されるまでに約 180 μ s の走査時間がかかる。Fig. 18(b) には選択走査方式の場合を示す。荷重が加わった位置のみの出力がある。このためすべての情報が出力されるまでは約 60 μ s であり、約 1/3 の時間で同数の分布触覚情報を測定できている。本試作機では検出エレメントの個数が少ないが、大面積のうちごく一部分に対して荷重が加わる場合には、選択走査方式を用いることでより効率のよいサンプリングが可能となる。

6.3 直列配置センサ実験

直列配線のセンサについても実験を行なった。なお本実験では走査方式は全走査方式とした。センサに分布荷重を負荷し、位置・荷重出力を測定した結果を Fig. 19 に示す。遅延時間 20 μ s ごとにエレメント位置に対応した位置・荷重出力が得られており、マトリクス配置と同様に荷重分布を計測できることがわかる。この方式の場合、位置出力は、長さ方向によって単調増加する 1 出力の電圧変化で表わされる。このため検出エレメントの増加に伴い位置出力の電圧変化が小さくなる。これは、マトリクス配置したときに x, y 位置出力がある場合と比較して、直列配置で多数の検出エレメントを配置した場合、ノイズマージンの関係上不利になると考えられる。ここで位置出力データに加わるノイズ電圧を e_n とし、位置出力の出力電圧レンジを V_p とすると、位置方向の分解レベル、すなわち最大検出エレメント個数は (V_p/e_n) となる。よって

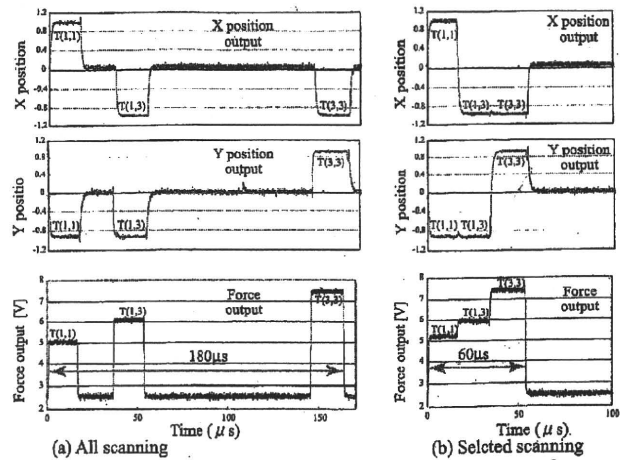


Fig. 18 Position and load signal from the sensor for two scanning methods

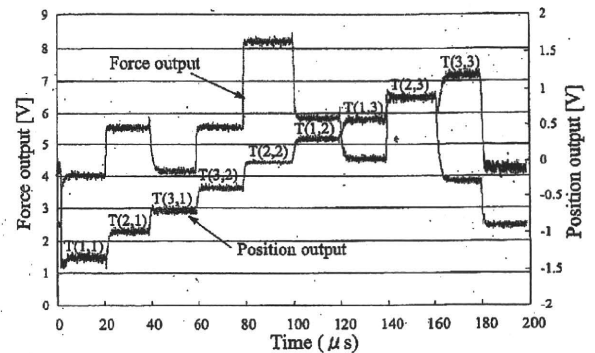


Fig. 19 Position and load signal from the inline wiring sensor

直列配置の場合、この値が上限となる。またマトリクス配置の場合、位置出力は x, y 軸方向に個別の電圧出力のため、位置方向の最大検出個数は $(V_{px}/e_{nx}) \times (V_{py}/e_{ny})$ となる。ここで x, y 軸方向の出力電圧レンジを (V_{px}, V_{py}) 、ノイズ電圧を (e_{nx}, e_{ny}) とする。今回の実験では $V_p = 2V$ 、 $e_n = 0.1V$ 程度のため、 (V_p/e_n) はおよそ 20 となる。このため直列配置の場合ではセンサ配置個数は最大 20 個となる。またマトリクス状配置の場合、電気的條件は同程度なため、 $20 \times 20 = 400$ 個となる。ただし、今回の回路は試作機であり回路周りを工夫することによって、ノイズレベルを下げる余地は充分にあると思われる。以上のように直列配置ではロボット全身被覆のように多くの検出エレメントを配置する場合問題となるであろう。直列配置には実装の容易さがある反面、このような問題があり、検出エレメント数による使い分けが必要になるとと思われる。

7. おわりに

省配線、高速応答を可能とする分布型触覚センサの開発を行なった。本センサは分布触覚情報の取得が可能であり、センサからの出力配線は分解能やセンサ面積にかかわらず 7 本のみである。また選択走査方式により接触部分の荷重情報の

みを計測することが可能である。このことから本センサは、ロボット全身被覆のような大面積かつ接触部分が比較的少ない場合に、配線数、応答速度、データ処理量の面で優位性があるといえる。今後の課題として選択走査回路の集積化がある。それにより検出エレメントと一体化させることで、省配線・高速応答の特徴がある実用型ネット状分布型触覚センサが実現可能となると思われる。

謝辞 触覚エレメントの試作を行なっていただいた、イナバゴム株式会社に感謝いたします。

参考文献

- 1) H.R. Nicholls and M.H. Lee: A Survey of Robot Tactile Sensing Technology, *Int. J. Robotics Research*, 8-3, 3/30 (1989)
- 2) M.H. Lee and H.R. Nicholls: Tactile Sensing for Mechatronics- A State of the Art Survey, *Mechatronics*, 9, 1/31 (1999)
- 3) V.J. Lumelsky, M.S. Shur and S. Wagner: Sensitive Skin, *IEEE Sensors J.*, 1-1, 41/51 (2001)
- 4) 光永, 宮下, 宮下, 石黒, 萩田: コミュニケーションロボット Robovie-IV の開発とオフィス環境での日常対話, *日本ロボット学会誌*, 25-6, 24/35 (2007)
- 5) 大村, 長久保, 國吉: 全身接触可能なヒューマノイドロボットの開発, *ロボティクス・メカトロニクス講演会'07*, 1A1-A02 (2007)
- 6) H. Iwata and S. Sugano: Human-Robot-Contact-State Identification Based on Tactile Recognition, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 52-6 (2005)
- 7) 篠田裕之: ヒトのように触れる, *日本バーチャルリアリティ学会誌*, 12-3, 26/31 (2007)
- 8) M. Inaba, Y. Hoshino, K. Nagasaka, T. Ninomiya, S. Kagami and H. Inoue: A Full-Body Tactile Sensor Suit Using Electrically Conductive Fabric and Strings, *Proc. the IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems*, 450/457 (1996)
- 9) 向井利春: ロボットへの装着を目的とした2次元曲面状触覚センサ, 第23回日本ロボット学会学術講演会, 2C16 (2005)
- 10) Tekscan Inc.: <http://www.tekscan.com/>
- 11) Y. Ohmura, Y. Kuniyoshi and A. Nagakubo: Conformable and Scalable Tactile Sensor Skin for Curved Surfaces, *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 1348/1353 (2006)
- 12) 山田, 山本, 土田, 駒井: 同期保持式スペクトラム拡散通信によるセンサ信号の多重伝送システム, *日本ロボット学会誌*, 7-1, 11/18 (1989)
- 13) M. Nilsson: Tactile Sensors and Other Distributed Sensors with Minimal Wiring Complexity, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 5-3, (2000)
- 14) 荒木, 郡司, 下条: 自由曲面への装着と省配線化を可能とする網目状触覚センサ, *ロボティクス・メカトロニクス講演会'06*, 2P2-B01 (2006)
- 15) M. Shimojo, T. Araki, S. Teshigawara, A. Ming and M. Ishikawa: A Net-Structure Tactile Sensor Covering Free-form Surface and Ensuring High-Speed Response, *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS2007)*, 670/675 (2007)
- 16) 天本, 下条: 2次元状に配置した近接覚センサによる対象物の中心位置検出方式, *日本ロボット学会学術講演会*, 1C24 (2006)
- 17) 篠田裕之: 皮膚の力学的構造に隠れている知能, *システム/制御/情報*, 46-1, 28/34 (2002)
- 18) M. Shimojo: Mechanical Filtering Effect of Elastic Cover for Tactile Sensor, *IEEE Trans. Robotics and Automation*,

13-1, 128/132 (1997)

[著者紹介]

西野高明



2005年電通大・知能機械工学科卒。2007年電気通信大学大学院知能機械工学専攻修士課程修了。同年、ソニー株式会社入社。現在に至る。

下条 誠 (正会員)



1973年電通大・機械工学科卒。76年東工大・総合理工学研究科精密機械システム専攻修了。同年通産省工業技術院製品科学研究所入所。97年茨城大・工・情報工学科教授。2001年電通大・電気通信学部知能機械工学科教授。現在に至る。この間85年9月～86年8月米国スタンフォード大学・客員研究員。触覚センシング・インターフェースなどのロボティクス・メカトロニクスの研究に従事。84年本学会論文賞, 95年日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門業績賞, 電子情報通信学会, 日本機械学会, 日本ロボット学会, 日本バーチャルリアリティ学会会員。日本機械学会フェロー, 工博。

石川正俊 (正会員・フェロー)



1977年東大・工・計数卒。79年同大学院修士了。同年、通産省工業技術院製品科学研究所に入所。89年東大・工・計数助教授。現在、東京大学情報理工学系研究科創造情報学専攻教授。2002年、2003年度東京大学総長特任補佐。2004年度副学長。2005年度理事・副学長。センサフュージョン, 超並列・超高速ビジョン, 超高速ロボット, 触覚センサの知能化等の研究に従事。工博。84年本学会論文賞, 89年応用物理学会光学論文賞, 98年, 2001年2008年日本ロボット学会論文賞, 99年櫻井健二郎氏記念賞, 2004年映像情報メディア学会技術振興賞開発賞, 2004年本学会技術賞友田賞, 2005年応用物理学会光・電子集積技術業績賞(林巖雄賞)など受賞。

[基調講演] センサ技術とネットワーク技術の真の融合はあるのか？ — 解くべき問題は何か？

石川 正俊

東京大学 情報理工学系研究科 〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1

E-mail: Masatoshi_Ishikawa@ipc.i.u-tokyo.ac.jp; URL: <http://www.k2.t.u-tokyo.ac.jp/index-j.html>

あらまし センシングで求められる処理構造は、実世界の情報を有用な情報に変換することが目的であり、対象の物理的制約と利用の形態に依存して、様々な制約並びに目標性能が存在する。一方でネットワーク技術は、パケット通信に見られるように、情報の世界でのデータのやりとりが中心であり、リアルタイム性、空間連続性等の観点から、センシングの構造とは、それほどよい一致を見せていない。このことは、センサ技術とネットワーク技術の融合を目指す際に、それぞれの構造と制約条件を理解する必要があることを意味している。そこで本論文では、これらの処理構造の違いを整理し、両者の真の融合に対して課題を提起することにより、センサ技術とネットワーク技術の真の融合に向けた今後の方向性を示す。

キーワード センサネットワーク, センサフュージョン, 階層的並列分散構造, インテンショナルセンシング, リアルワールド, リアルタイム

Is there real fusion between sensing and network technology? — What are problems?

Masatoshi Ishikawa

Graduate School of Information Science and Technology, University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656 Japan

E-mail: Masatoshi_Ishikawa@ipc.i.u-tokyo.ac.jp; URL: <http://www.k2.t.u-tokyo.ac.jp/index-j.html>

Abstract Processing architectures for sensing aim to transform from data in real world to available information in virtual world. Depending on physical constrains of targets and applications, there are various constrains and specification in processing. On the other hand, network technology just like as packet communication is a method not for real world but for information world. In this paper, differences between them will be considered based on understanding of sensing structure and constrains for fusion of those technologies. In addition, real and practical fusion of them will be shown.

Keyword Sensor Network, Sensor Fusion and Integration, Hierarchical Parallel Processing, Intentional Sensing, Real World, Real Time

1. はじめに

センサネットワークは、センサを通して得られる物理世界の情報をコンピュータやネットワーク¹の世界で把握し、ネットワーク上の様々なノードで利用可能とする技術である。ここには、センシング、処理、ネットワークの構造が必要であり、それらに共通する基本要素として、計算理論、アルゴリズムと情報表現、ハードウェアの3つが用意される必要がある。

特に1980年代の後半以降は、センサの知能化とともに、セ

ンサの数と種類の増大に対して、センサフュージョン(正確にはセンサデータフュージョン)と呼ばれる研究が盛んに行われるようになった[1][2][3][4]。ここでは、ヘテロジニアスでマルチモーダルなセンシングの構造をセンサの数が増加する中でいかに統一的に扱うかが議論の中心であり、同時に、従来の多入力多出力の計測制御システムにどのような新たな機能を付け加えることができるかがその効果を議論する際の焦点であった。

ところがこれらの議論の中では、現在のようなネットワーク技術の進展が予想されておらず、用いられるネットワークは、設計するシステムの仕様と目的にカスタマイズされたものであり、小規模の場合には、時として全結線のアナログネ

¹本稿では、単に「ネットワーク」と表した場合は、コンピュータネットワークのことを意味するものとし、センシングで旧来から用いられている様々なネットワークを意味しないものとする。

ネットワークが想定されていた。これらの状況は、センサデータの処理に対して、ネットワークの構造上の問題を持ち込むことなく、センシングの時空間構造をモデル通りの条件をもって構成できることを意味していた。

近年のネットワーク技術の進展は、パケット通信に見られるように、膨大な情報を数多くのアクセスの中で的確に届けることが主たる目的であり、時としてセンシングに固有の時空間構造がモデル通りとはならない危険性をはらんでいる。

最も端的な違いとして、センシングが時として必要条件とするリアルタイム性の問題があり、ごく一部を除いて、現在のネットワークの中でハードリアルタイムを補償するものはほとんどない。この問題に限らず、センシングとネットワーク技術の間には、異質な構造が存在し、ネットワーク技術をベースとするセンサネットワークの研究開発では、センシングの本質がないがしろにされ、センシングをベースとする研究開発では、ネットワーク技術の利便性が活用されていない。これら両者の間には、本質的な違いが存在し、それらの構造を整理した上でその融合を図る必要がある。

そこで本論文では、両者の構造、特にセンシングの構造を整理した上で、融合に対する設計思想を提案し、センサ技術とネットワーク技術の真の融合の姿を議論する

2. センシングの構造と課題

2.1. センサフュージョンの基本

文献[1]で石川は、センサの数が増加した際のセンシングの基本構造の分類を試みている。「複合(multisensor)」は、複数のセンサからの情報を並列的 and/or 相補的に組み合わせる構造(加法的処理)であり、単一機能性や局所性の回避や測定レンジの拡大等が対応する。「統合(integration)」は、個々のセンサ情報に対して、統合的な演算を施して何らかの情報を得る構造(乗法的処理)であり、精度や信頼性の向上、処理時間の短縮、故障診断等が対応する。「融合(fusion)」は、センサ情報間あるいはセンサ情報と内部モデルとの間で、相互の関係から新たな情報を生み出す構造(協調・競合的処理)であり、両眼融合、物体認識、空間認知等がそれにあたる。また、「連合(association)」は、センサ情報間の関係を理解する構造(連想的処理)であり、予測、学習・記憶、モデル形成、異常の検出等が対応する。ただし、この分類とは別に、生理学の分野では integration を用いることが多く、心理学の分野では binding という用語も用いられる。

センサフュージョンの目的は、増加する異種及び同種のセンサ情報から新たなセンシング機能を生み出すことであり、具体的には、冗長性・センサ情報間の矛盾の処理と利用(異常の検出等)、高速化・高精度化・広帯域化・対ノイズ性等の向上(単一のセンサ情報では得られない機能の実現)、不確実データの処理(uncertainty の低減)、抽象度の高い情報の抽出や不良設定問題の解決(知識の獲得と活用)、CAD データ等のデータベースの利用(情報の蓄積と事前情報としての活用)、セ

ンシング戦略の設定と精緻化(能動的センシングの活用)等が挙げられる。

これらの目的を実現するため、センサ自体はもちろんのこと、処理とネットワークを含めた全体的なアーキテクチャの議論が必要である。つまり、センシングアーキテクチャの設計が必要であり、そのアーキテクチャにセンシングの構造とネットワーク技術の特徴を埋め込んでいく必要がある。

2.2. センサフュージョンの課題

山崎と石川らは、文献[3]をまとめるに当たって、当時としては先進的な課題の設定を行っている。以下に山崎と石川らがまとめた課題及びその後筆者らが提起した課題について解説する。

センシングの構造

基本となるのがセンシングの各種の手法であり、固定化、補償、差動法、零位法、逆問題、フィルタといった基本的なセンシング手法をネットワーク上に実現できるかが、一つの鍵である。通常これらの構造は、実センサの物理的あるいは回路的な構造として用いられるが、ネットワーク上でも仮想的にこの構造を導入する価値は大きい。

リアルタイム性

サンプリング定理の意味でのリアルタイム性の維持は重要であり、時間の管理の問題と強く結びついている。サンプリング定理は、対象とする現象を要求仕様の中で完全に把握するには、対象あるいは要求仕様が示す帯域を理解し、それに見合った時間周波数でのサンプリングが必要であることを示唆している。このことは、ネットワーク上での時間の扱いやサンプリングの方法に対して、意味のあるセンシングを実現するための必要条件を与えることとなる。

空間稠密性

同じことは、空間軸でも言える。センサの空間的配置は、対象となる現象あるいは要求仕様に対する空間周波数特性を規定することとなり、センサの空間的配置並びにその位置情報の扱いに強く結びついている。対象の現象を要求仕様の中で空間的に完全に把握するには、対象が持っている空間の帯域を理解し、それに見合った空間周波数でのサンプリングが必要であることを示唆している。このことは、センサ空間的な配置に対して必要条件を与えることとなる。

内部モデルと階層的並列分散構造

一般的に、センサ情報処理は階層的な並列分散構造を取ることが自然であり、様々な処理モデルが提案されてきた。文献[3]でもこの構造が前提となっている。Albus が提唱した人間の脳の処理のモデルから発した階層的並列分散モデル[5]、Henderson らのロジカルセンサのモデル[6]、Brooks の能動性を有する行動ベースの階層的認識行動システム[7]等がある。詳しくは文献[4]に解説がある。

これらのモデルは、階層性のアーキテクチャの点で一致し、