

motion processing is dominantly performed using the remapped representation rather than somatotopic one. In order to investigate the relationship between the remapped representation and tactile conscious experience in motion processing, we conducted another experiment, in which participants placed their left index finger next to the finger crossed right hand. The motion stimulus was presented from right middle finger to the right and left index fingers simultaneously, and vice versa to give a confusing motion direction. Although the same motion stimuli used in the previous experiment were presented to the right hand, the motion aftereffect was not observed in this condition, demonstrating the dominance of remapped representation again, and close relationship between the remapped representation and tactile conscious experience.

Disclosures: **S. Kuroki:** Research Grant; JSPS research fellowship (20-10531), JST-CREST. **J. Watanabe:** JSPS research fellowship. **K. Mabuchi:** None. **S. Tachi:** JST-CREST. **S. Nishida:** None.

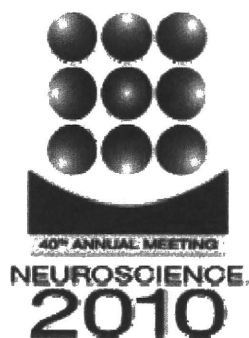
Keyword(s): TACTILE
MOTION PERCEPTION
ADAPTATION

Support: JSPS research fellow 20-10531
JST-CREST

[Authors]. [Abstract Title]. Program No. XXX.XX. 2010 Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA: Society for Neuroscience, 2010. Online.

2010 Copyright by the Society for Neuroscience all rights reserved. Permission to republish any abstract or part of any abstract in any form must be obtained in writing by SfN office prior to publication.

[Print this Page](#)



Presentation Abstract

Program#/Poster#: 294.9/HHH36

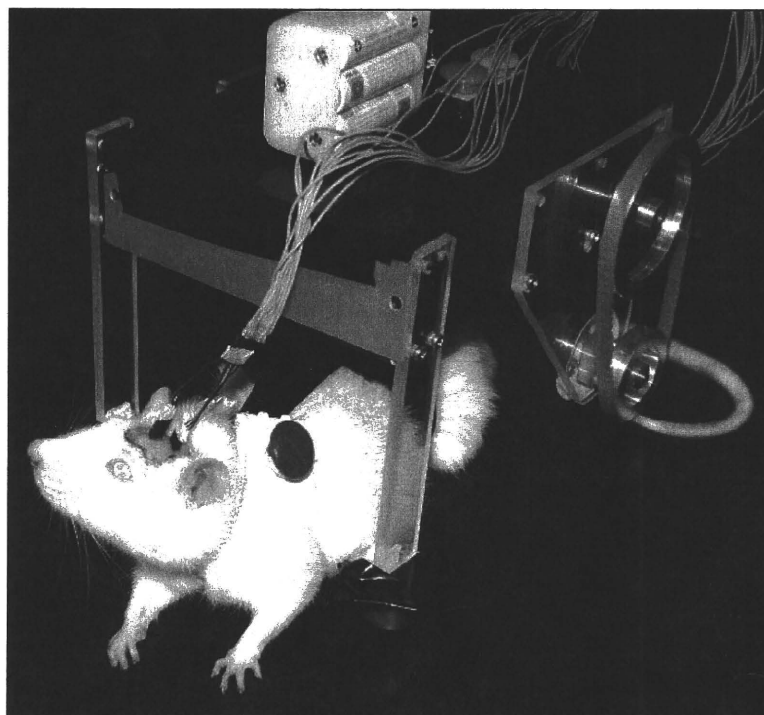
Title: Correlation induction between cortical extracellular spikes pattern and locomotion states by microstimulation for a BMI control

Location: Halls B-H

Presentation Time: Sunday, Nov 14, 2010, 1:00 PM - 2:00 PM

Authors: *O. FUKAYAMA¹, T. SUZUKI², K. MABUCHI²;
¹Univ. of Tokyo, Tokyo, Japan; ²The Univ. of Tokyo, Tokyo, Japan

Abstract:



An intracortical microstimulation (ICMS) method has been applied to induce correlation between neural extracellular potentials and locomotion states for a brain-machine interface (BMI) control. Our BMI system is in the form of a small vehicle (attached figure), which we call the RatCar, integrating an animal body with the BMI device. A

state space representation model correlated extracellular spikes patterns in motor cortices with locomotion velocity and directional changes. First, the vehicle was towed by a rat recording neural activities and locomotion states simultaneously to determine the correlation. Then, the vehicle was controlled according to the estimation by the model. However, spikes pattern did not always show a strong correlation with locomotion which resulted in less-accurate estimation. Methods to search for "good" neurons (i.e., strongly correlated to locomotion) or to forcibly correlate a neuron with objective tasks has been needed. Here, we focused on functional plastic changes induced by ICMS. A preliminary study to correlate neural spike patterns to lever pressing task was achieved using male Wistar rats. First, they were trained to press a lever in a cage to earn food rewards. They had neural electrodes implanted in its motor cortices to observe neural firing rates followed by the lever pressing action. Then, an ICMS was applied to their motor cortical regions synchronized to the lever press. Finally, the neural firing rates were compared to those in the previous sessions. As a result, the firing rates significantly increased in several subjects. It suggests that the method is promising to improve the locomotion estimation performance by modifying a feature of neurons incidentally nearby recording electrodes.

Disclosures: **O. Fukayama**, None; **T. Suzuki**, None; **K. Mabuchi**, None.

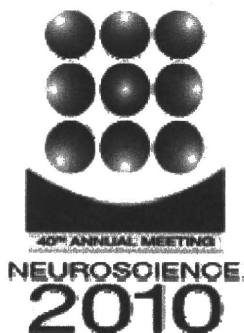
Keyword(s): CORTICAL PLASTICITY
MOTOR CONTROL
RAT

Support: Research grants (No. H20-nano-general-003) from the Ministry of Health, Labour and Welfare of Japan

[Authors]. [Abstract Title]. Program No. XXX.XX. 2010 Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA: Society for Neuroscience, 2010. Online.

2010 Copyright by the Society for Neuroscience all rights reserved. Permission to republish any abstract or part of any abstract in any form must be obtained in writing by SfN office prior to publication.

[Print this Page](#)



Presentation Abstract

Program#/Poster#: 85.9/AAA17

Title: Improvement of a flexible Parylene ECoG electrode for long-term stable recording

Location: Halls B-H

Presentation Time: Saturday, Nov 13, 2010, 1:00 PM - 2:00 PM

Authors: *T. SUZUKI¹, N. KOTAKE², O. FUKAYAMA¹, S. TAKEUCHI³, H. WATANABE⁴, T. ISA⁴, H. SAWAHATA⁵, H. TODA⁵, I. HASEGAWA⁵, K. MABUCHI¹;

¹Grad Sch. of Info Sci&Tech, ²Grad Sch. of Engin., ³Inst. of Industrial Sci., The Univ. of Tokyo, Tokyo, Japan; ⁴Dept Devel. Physiol., Natl. Inst. for Physiological Sci., Okazaki, Japan; ⁵Dept. of Physiol., Niigata Univ. Sch. of Medicine, Niigata, Japan

Abstract: The electrocorticogram (ECoG) has recently attracted attention as a source signal for brain-machine interface (BMI) systems because of its good balance of features: it is less invasive than penetrating electrode methods and has a higher spatial resolution than the normal EEG. In order to obtain basic data for the development of BMI and to bring it to clinical application, it is essential to achieve long-term stable recording with this technique. We have been developing various kinds of neural probes based on a flexible Parylene-C substrate. These probes are easy to form into various kinds of structure and have good compatibility, which enables them to be integrated with various functions. Using these properties, we have developed penetrating type probes, probes with microfluidic channels, and ECoG electrodes with a mesh structure for an improved fit to the surface of the brain. However, there is no report on the compatibility of platinum black with Parylene probes. In this study we examined the problem in terms of mechanical properties under various plating conditions and the stability of recording. We used several types of flexible neural probes based on a Parylene-C polymer substrate. The typical probe has a mesh structure with an array of 25 (5 × 5) σθυαρε (800 × 800 μμ) ηολεσ. Τηερε αρε 32 ρεχορδινγ σιτεσ λοχατεδ ωηερε τηε βεαμσ χροσσ (200 μμ ωιδτη). Τηε ιντερελεχτροδε

διστανχε ισ 1 μμ. Εαχη ρεχορδινγ σιτε ισ σθυαρε ιν σηαπε (50 × 50 μμ). Τηε σιζε οφ τηε χομπλετε μεση ισ 6 × 6 μμ, ανδ α χαβλε λεαδσ το α παδ ωιτη α χοννεχτορ. A layer of gold (thickness, approximately 200 nm) was sandwiched between two 10-μm-thick layers of Parylene-C. This gold layer acts as both a conductor and a recording site. The exposed surface of the gold (recording site) is plated with platinum black under various conditions. We evaluated the problem in terms of electrical impedance, mechanical properties, and the stability of recording of neural signals.

Disclosures: **T. Suzuki**, None; **N. Kotake**, None; **O. Fukayama**, None; **S. Takeuchi**, None; **H. Watanabe**, None; **T. Isa**, None; **H. Sawahata**, None; **H. Toda**, None; **I. Hasegawa**, None; **K. Mabuchi**, None.

Keyword(s): MULTIELECTRODE
MICROELECTRODE
ECoG

Support: Strategic Research Program for Brain Sciences

[Authors]. [Abstract Title]. Program No. XXX.XX. 2010 Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA: Society for Neuroscience, 2010. Online.

2010 Copyright by the Society for Neuroscience all rights reserved. Permission to republish any abstract or part of any abstract in any form must be obtained in writing by SfN office prior to publication.

演題3：末梢神経障害による感覚障害に対するマイクロスティミュレーション法を用いた
感覚補填・感覚強化システムモデルの構築

A model of the sensory prosthetic and enhancement system for sensory
disturbances due to peripheral neural disorders using micro-stimulation method

抄録：末梢神経傷害による感覚機能障害に対して、マイクロスティミュレーション法を用いて感覚機能の補填・強化を行なうシステムのモデルの構築を行なった。まず、正中神経にマイクロニューログラム針電極を刺入して SA-I single unit に当てる。次に、その投射野の指に、外部からの圧刺激が直接指の圧受容器に影響しない様に硬いプラスチックの指サックを被せる。さらにその上に圧センサを装着してこれをバーで押し、検出された圧を電気刺激パルス列に変換し、マイクロスティミュレーション法を用いて unit の電気刺激を行ない、圧感覚を発生させた。その結果、検出した圧を電気刺激パルス列の繰り返し頻度に変換する係数を調節する事により、加えた圧と同じ強度の圧感覚を発生させる事が出来、又、弱い圧を強い圧として強化・提示する事も可能である事を示した。なお、電気刺激により発生する圧の強さの評価は、被験者が反対の手で圧センサを押し込み提示するという方法を用いた。

施設名：

1. 電気通信大学知能機械工学専攻
2. 済生会横浜市東部病院脳神経センター
3. 東京大学情報理工学系研究科システム情報学専攻
1. Department of Mechanical Engineering and Intelligent Systems, The University of Electro-Communications
2. Brain Nerve Center, Saiseikai Yokohamashi Tobu Hospital
3. Department of Information Physics and Computing, Graduate school of Information Science and Technology, The University of Tokyo

演者名：

新納弘崇¹、下条 誠¹、國本雅也²、鈴木隆文³、石川正俊³、矢口博彬³、満渕邦彦³
Hirotaka Niiro¹, Makoto Shimojo¹, Masanari Kunimoto², Takafumi Suzuki³, Masatoshi
Ishikawa³, Hiroaki Yaguchi³, Kunihiko Mabuchi³

連絡先：満渕邦彦 (corresponding author)

〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1、
東京大学 情報理工学系研究科 システム情報学専攻
電話番号：03-5841-6880、Fax 番号：03-5841-6882、
E-mail: Kunihiko_Mabuchi@ipc.i.u-tokyo.ac.jp

演題 2 : SA-I mechano-receptive units の圧-発火特性に関する検討
- preliminary study -

Classification of the SA-I mechano-receptor by the relationship between the applied pressure and the repetitive frequency of the generated spikes - a preliminary study -

抄録：我々は感覚機能を持つ義手の開発に関連して SA-I mechano-receptive unit に電気刺激のパルス列を加えて、人為的に任意の強度の圧感覚を発生させる研究を行なっている。その実験手順として、電気刺激を行なう前に、まず、マイクロニューログラム法によって、SA-I 機械受容器に与えた圧と unit に発生する発火頻度の関係を検討しているが、同じ SA-I unit でも圧-発火頻度特性は同じではなく、異なるサブグループが存在するという結果を得ており、現在、圧-発火頻度特性によって分類した場合、いくつのクラスタに分かれるか、についての検討を行なっている。まだ preliminary な段階ではあるが、これまで得られた結果について報告を行ない、このように複数の特性を示す受容器が存在する意義について考察を行なう。

施設名：

1. 東京大学情報理工学系研究科システム情報学専攻
2. 電気通信大学知能機械工学専攻
3. 済生会横浜市東部病院脳神経センター
1. Department of Information Physics and Computing, Graduate school of Information Science and Technology, The University of Tokyo
2. Department of Mechanical Engineering and Intelligent Systems, The University of Electro-Communications
3. Brain Nerve Center, Saiseikai Yokohamashi Tobu Hospital

演者名：

満渕邦彦¹、新納弘崇²、國本雅也³、鈴木隆文¹、矢口博彬¹、下条 誠²、
Kunihiko Mabuchi¹, Hirotaka Niuro², Masanari Kunimoto³, Takafumi Suzuki¹, Hiroaki Yaguchi¹, Makoto Shimojo²

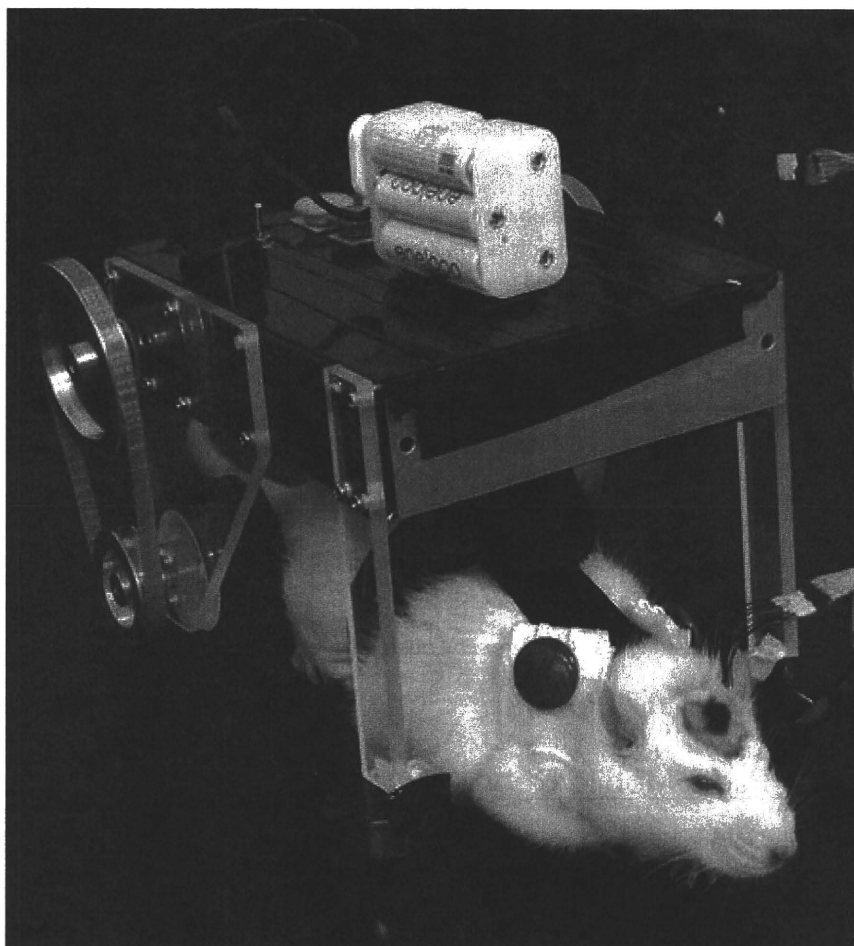
連絡先：満渕邦彦 (corresponding author)

〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1、
東京大学 情報理工学系研究科 システム情報学専攻
電話番号：03-5841-6880、Fax 番号：03-5841-6882、
E-mail: Kunihiko_Mabuchi@ipc.i.u-tokyo.ac.jp

BLOGS // AUTOMATON

Researchers Using Rat-Robot Hybrid to Design Better Brain Machine Interfaces

POSTED BY: TIM HORNYAK / 月, 10月 04, 2010



A strange creature, half robot, half rat, has been seen scuttling across a laboratory in Japan. It's RatCar, a rat-vehicle experiment that scientists hope could lead to improved mobility for people with disabilities.

Researchers at the University of Tokyo wanted to see whether rats could control a miniature vehicle through the brain signals that move their limbs. They recently presented their project at the [IEEE Engineering in Medicine and Biology Society annual conference](#) in Buenos Aires, Argentina.

"We wanted to develop a brain-machine interface system aiming for future wheelchairs that paralyzed patients can control only with thought," says [Osamu Fukayama](#) of the university's Medical Engineering and Life Science Laboratory. "RatCar is a simplified prototype to develop better electrodes, devices, and algorithms for those systems."

Unlike some [brain-machine interface, or BMI](#), devices that rely on noninvasive [EEG](#) to detect neural activity, the RatCar works through direct contact with the brain. Other researchers have used this technique in getting [rats to control robotic grippers](#) and monkeys to control [computer cursors](#) and even [advanced robot arms](#).

In the RatCar, tiny neural electrodes [the dark dots on the tip of the device shown on the photo, right] were implanted in the motor cortex of rat brains, and the animals were suspended under a lightweight, motorized "neuro-robotic platform" with wheels. The objective was to make the vehicle collaborate with the rats to achieve the locomotion they desire.

The rats were trained on the car by towing it around an enclosed area with the motors disengaged. A vision system positioned above tracked the rats by following colored markers on their backs and the vehicle. It fed the positions into a "locomotion estimation model" program that correlated the motion of the animals with readings from the electrodes.

Next the rats were suspended more tightly to the car so their limbs touched the floor only slightly. The researchers then switched the system into "neuro-robotic mode," with the neural signals used to help drive the car. Six out of eight rats used in the study adapted well to the car.

"The vehicle moved forward synchronously with a rat when it was placed inside," says Fukayama, but he adds that the degree to which the car was being controlled by the rat itself was unclear.

Since the rat would be forcibly moved along with the car, measuring its real intentions became a challenging problem. Another difficulty was that only a small percentage of the electrodes actually recorded neural activity, and the recorded neurons didn't necessarily correlate with target movements.

Fukayama and colleagues Takafumi Suzuki and Kunihiko Mabuchi plan to perform more experiments to address the uncertainties. They want to confirm that the rats can drive the car in different directions and also measure the force that the rats are exerting when trying to move under the car. That way, they could track differences in its motion and the rats' apparent intentions. The less force, the better the neural link is working.

Rats have helped bring about many medical breakthroughs, and we'll see whether they'll help make thought-controlled wheelchairs commonplace.

Images: University of Tokyo's Medical Engineering and Life Science Laboratory

Read also:



Cyborg Fly Pilots Mobile Robot

Thu, August 26, 2010

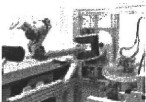
BLOG POST: Swiss researchers have made a fruit fly steer a mobile robot through an obstacle course



Man Replaces Eye with Bionic Camera

Fri, June 11, 2010

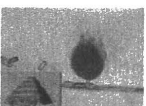
BLOG POST: Canadian filmmaker Rob "Eyeborg" Spence has replaced his false eye with a bionic camera eye



Monkey Controls Robot with Mind

Wed, June 02, 2010

BLOG POST: A monkey with a brain-machine interface commands a 7-degree-of-freedom robotic arm

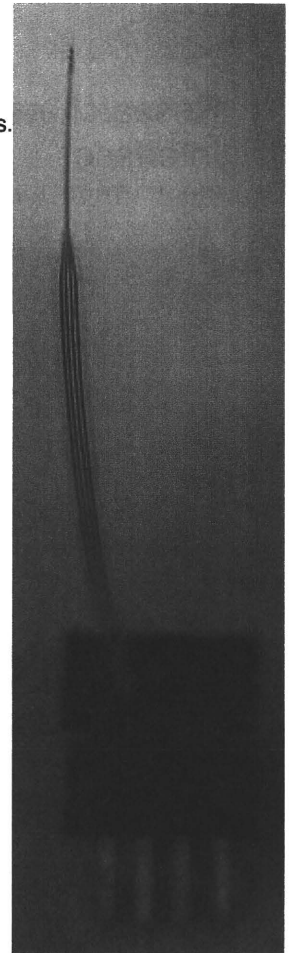


Robot Bacteria Builds Pyramid

Thu, March 25, 2010

BLOG POST: Researchers made a swarm of bacteria perform micro-manipulations and build a tiny pyramid

Cockroach-Inspired Robot Dashes Off





Tue, October 13, 2009

BLOG POST: This UC Berkeley robot can survive a 7-story fall -- and dash off at high-speed

触運動知覚の刺激周波数による違い

Difference of tactile motion perceptions depending on stimulation frequency

黒木忍¹⁾²⁾, 渡邊淳司²⁾, 湊渕邦彦¹⁾, 舘 暉³⁾

Shinobu KUROKI, Junji WATANABE, Kunihiko MABUCHI, Susumu TACHI

1) 東京大学大学院 情報理工学系研究科

(〒 113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1, {Shinobu.Kuroki, Kunihiko.Mabuchi}@ipc.i.u-tokyo.ac.jp)

2) NTT コミュニケーション科学基礎研究所

(〒 243-0198 神奈川県厚木市森の里若宮 3-1, watanabe@avg.br1.ntt.co.jp)

3) 慶應義塾大学大学院メディアデザイン研究科

(〒 223-8526 横浜市港北区日吉 4-1-1, tachi@tachilab.org)

Abstract : To explore whether tactile motion processing integrate or independently process the responses from different mechanoreceptors, we psychophysically studied human judgments of the apparent motion perception between two vibrations on index and middle fingers. Results from low and high frequency vibration conditions clearly showed different transition of states: Motion perception occurs with short onset time difference with low-freq vibration, while two points vibration tend to degenerate single point with high-freq vibration, which suggests independent motion mechanisms on responses from each mechanoreceptor.

Key Words: tactile, Phantom Sensation, Apparent Motion, temporal order judgment

1. はじめに

私たちの皮膚の内側には、様々な形の機械受容器が埋まっている。各受容器はそれぞれ異なる機械フィルタとして皮膚の変形を符号化し、神経信号を生成する。脳はこれら符号化された信号から外界を推定しているわけであるが、一体異なる符号化情報はどのように組み合わせられ、あるいは別々のまま、処理されているのだろうか。

機械受容器による符号化の一つの要素として皮膚に加える振動の周波数があり、低周波に高い感度を持つ RA と高周波に高い感度を持つ PC の二つの系について、さまざまな処理に対する系の独立性が調べられてきた [1]。マスキングや順応といった単純な入力二信号の相互作用は異なる周波数帯に渡っては生じないことから、脳における初期の信号処理においては各々の系は混ざっておらず、独立に処理されていることが示唆されている。本稿では、もう少し複雑な入力信号の関係性として運動の知覚を例にとり、運動が入力の系ごとに検出されているのか、統合後に検出されているのかについて調べ進める。具体的には入力信号の振動周波数帯制限によって RA/PC 系の選択的刺を行い、異なる条件下での「刺激定位位置」「運動生起確率」「運動方向判断」を調べることによって、運動検出メカニズムの比較検討を行った。

2. 触運動知覚の実験

皮膚上の二点に振動が加わるとき、同時や逐次といった知覚に加え、ほぼ同時に加えられた二点の振動が一点に縮退して定位されるファントムセンセーション [3] や、振動に適切な時差を持たせると二点間になめらかな運動が知覚される仮現運動 [2] が生じることが知られている。本実験では、刺激開始時間間隔 (SOA) を変数とする知覚状態の変化が、入力振動の周波数に依存するかどうかを調べた。

2.1 実験装置

2つの積層圧電アクチュエータ (NEC/TOKIN ASB680) の円柱を時間差をつけて振動させて皮膚を刺激した。一方の振動が他方に伝播することを避けるため、振動は別の指に印加された。直径 12mm の円柱は、指を置く板に開けられた径 14mm の穴の下からのぞくように 25mm 間隔で配置されており、被験者は左手の人差し指及び中指の指腹部が円柱にあたるように指を置いた (図 1)。各円柱は低周波条件

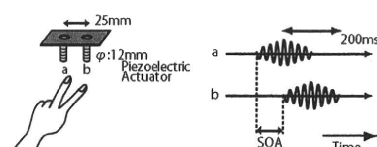


図 1: 実験における刺激点の位置, 刺激タイミング

20Hz 高周波条件 250Hz で駆動し、振幅をサインカーブ状に変化させて 200ms 間振動させた。本実験においては、RA 系と PC 系の神経を可能な限り選択的に活動させる事が肝要であるため、刺激の最大強度は予備実験で計測された知覚閾値の 25 倍相当の強度 (20Hz 条件では $70\mu\text{m}$, 250Hz 条件では $7\mu\text{m}$) を用いた。これらの値は、選択刺激を行っている先行研究 [1] で用いられてきた値を参考に定めてある。

2.2 実験手順

被験者は二本の指に時差を持って加えられた 20Hz ないし 250Hz の振動のペアについて「一点定位、二点定位、運動、二点順次」のうちから一つの状態を選んだ上で、どちら向きの運動 (順序) と知覚されたかを「右向き/左向き」の強制二択で回答する。テスト刺激の SOA は -140ms から 140ms 間の 20ms おきに 15 通り (負の SOA は左側のピンが先に提示されたことを意味する) とし、振動周波数 2 条件 \times SOA 15 条件 \times 20 試行、計 600 試行を 10 セッションに分けて行った。経時変化の影響を避けるため、各セッション中の SOA 提示順及び周波数はランダムとした。被験者は著者を含め、24 才から 27 才の計 5 名である。

2.3 実験結果

5 名の被験者の回答を平均した値を図 2 に示す。

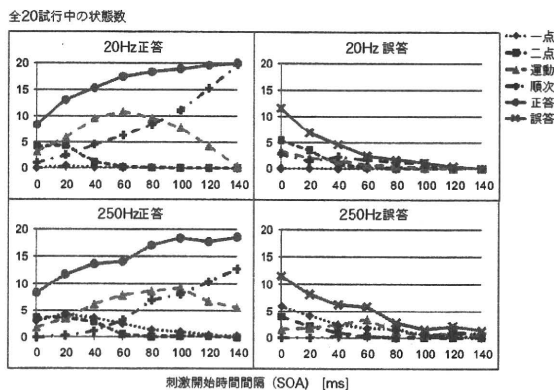


図 2: 知覚される状態と方向判断の正・誤答率の変化

横軸はテスト刺激の SOA [ms] の絶対値、縦軸は各状態を回答した回数の平均であり、正しい方向が知覚された場合を左列のグラフに、誤った方向が知覚された場合を右列のグラフに分割して描画してある。テスト刺激の SOA が増加し、提示される運動が明らかになるに従って正答確率が増加 (左列グラフ○印)、誤答率が低下 (右列グラフ×印) しているが、低周波 (上段) に比べ高周波 (下段) の方がなだらかに変化しており、精度が低いことが見てとれる。正答時の状態変化に着目すると、低周波の方が運動感 (△印) を得るのに必要な SOA が短く、二点順次 (+印) と知覚する回数が多いことがわかる。一方の誤答時は、低周波で二点順次と知覚した誤答が比較的多いものに対し、高周波では運動を知覚した上での誤答が SOA を大きくしてもなかなか減らない傾向にある。また、正答・誤答両方の場合について、低周波では一点と知覚される事 (◇印) がほぼ無いものに対し、高周波

では一点知覚が生じやすく、その時の正答率は高くない事がわかる。各状態の知覚される割合や、その変化する時間帯については個人差が大きかったが、上記の傾向は全ての被験者について見られた。

3. 考察

運動方向判断や順序判断の研究の多くは、それらが各受容器からの入力統合後に判断されているという前提の元、様々な振動子を用いて実験されてきた [4, 5]。今回、入力周波数帯を限って実験することにより、高周波振動による提示では運動の属性の一つである“方向”の判別が困難なことが示された。高周波振動ではファントムセンセーション (二震源の中央一点定位) が生じやすいという結果は先行研究 [3] での報告に良く合うものであるが、SOA の増加に伴い一方の振動による他方のマスキング (二震源の左/右一点定位) が生じるというケースも観測された。その結果、方向判断に必要な空間位置の情報が失われてしまったと考えられる。また、運動に関してはその輪郭や方向があいまいであるといった主観報告もあり、高周波振動においては個別の信号の時間・空間情報が、低周波に比べ明瞭に区別できていない可能性がある。一方の低周波振動に関しては、振動の包絡線や円柱のエッジといった“形”の情報を振動子の位置にはっきりと感じたといった意見が聞かれた。これは提示振幅そのものが高周波の 10 倍である事に起因するとも考えられるが、そもそも触覚システムが位置や形、テクスチャといった情報を別の経路で処理している可能性も考えられる。

4. おわりに

本研究では、触覚運動知覚への入力周波数の影響を心理物理実験により考察し、方向判断精度及び状態遷移の違いを観測した。今後、各々の系について運動の検出メカニズムのモデルを立て、実験的に検証していく事が考えられる。

謝辞

本研究は特別研究員奨励費 (20・10531) 及び JST-CREST 「人間調和型情報技術」研究領域の助成を受けたものである。

参考文献

- [1] G.A. Gescheider, J.H. Wright, R.T. Verrillo: Information-Processing Channels in the Tactile Sensory System. Psychology Press, 2009.
- [2] C.E. Sherrick, R. Rogers: Apparent haptic movement. Perception & Psychophysics, Vol.1, pp.175-180, 1966.
- [3] G. von Békésy: Similarities between hearing and skin sensations, Psychological review, Vol.66, pp.1-22, 1959.
- [4] A. Gallace, et.al.: Response requirements modulate tactile spatial congruency effects, Experimental Brain Research Vol. 191, No. 2, pp. 171-186, 2008.
- [5] S. Yamamoto, S. Kitazawa: Reversal of subjective temporal order due to arm crossing, Nature neuroscience, Vol.4, No.7, pp.759-765, 2001.

神経信号の信号強度最大化に向けた 赤外線送信による電極位置の自動制御

柴本 浩児* 深山 理
鈴木 隆文 満濑 邦彦 (東京大学)

Automatic electrode positioning system operated by infrared transmitter for maximizing the amplitude of neural signal

Koji Shibamoto*, Osamu Fukayama,
Takafumi Suzuki, Kunihiko Mabuchi, (The University of Tokyo)

In this paper, an automatic electrode positioning system has been developed to chronically record clear neural spikes. The system consisted of a positioning device to move a neural electrode implanted in the brain and a laptop computer to determine its movement. First, neural spikes were detected and their amplitudes were recorded. Then, an optimizing algorithm estimated a desirable direction and a displacement to move the electrodes maximizing the recorded amplitudes. Finally, the direction and the displacement was sent to the positioning device with infrared (IR) pulse commands. Experimental results on anesthetized rats showed that our system kept electrodes in a position to record clear neural spikes continuously.

キーワード: ブレイン・マシン・インターフェース, 神経信号, 細胞外計測, 超音波モータ, 微小位置決め, 赤外線

(Keywords, brain-machine interface, neural signal, extracellular recording, piezoelectric actuator, micropositioning, IR)

1. はじめに

機械と人間の脳を直接つなぎ、相互作用を行うシステムをブレイン・マシン・インターフェース(BMI)という[1]。このようなシステムが実現すれば、自分の手足のように自由自在に操作できる義手や義足、あるいは身体の拡張などへの応用が期待できる。BMIでの信号計測においては、自由に行動する動物からできるだけ信号強度の高い神経信号を多極から長期間計測することが望ましい。BMIの構築には電極を脳内に刺入し、計測することが重要であるが、実際には刺入した電極から神経信号を長期間にわたって得ることは困難である。その原因は電極と細胞の相対的な位置のずれなどが主な原因であり、これを補正する手段の一つとして電極を微小に移動させる機構(電極ドライブ)も提案されている[2-4]。このような電極ドライブを用いることで神経信号の強度が大きくなるように電極位置を調節することができるが、それを自動的に移動させ続けることで、神経信号の長期間計測が実現できると考えられる(図1)。

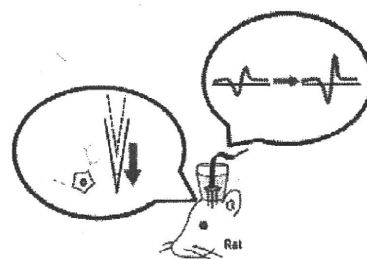


図1 電極が位置ずれを起こし細胞との距離が離れると信号強度が下がり計測が難しくなる。電極を細胞の近傍に自動的に移動させることで、強度の高い信号の計測が長期間行える。

Fig. 1. When an inserted electrode becomes misaligned, the amplitude of neural signal becomes weaker. By positioning the electrode nearby the neuron automatically, long term neural recording can be done.

次に、自由に行動する動物での計測を実現する上では、対象動物から伸びている電源線や信号線がその障害の一つ

で、対象動物の行動を阻害したり、また対象動物によって断線させられたりすることもある。このような問題を解決するために、本研究では電極ドライブから伸びる伝送線を無線化によって排除する。以上の2点を考慮し、本研究では、まず電源部と電極駆動命令部を無線化した電極ドライブを開発した。またそれに合わせて、神経信号が長期間計測できるような電極の移動アルゴリズムを提案した。

2. 電極埋め込み深さに応じたスパイク振幅変化

電極針と神経細胞の相対的な位置関係による神経信号の振幅特性をを急性実験により調べる。

実験には、FHC社のタングステン微小針電極(直径125 μm 、インピーダンス2.5~5.0M Ω @1kHz)を使用した。針電極の刺入対象はラット大脳における海馬で、刺入位置はBregmaからlateral方向に2mm、posterior方向に2.85mmとした。実験結果が図2で、特定の深さに対して振幅が大きくなり、細胞に最も近接したことが示唆された。

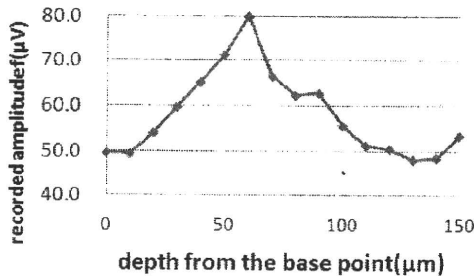


図2 深度を変化させた時のスパイク平均振幅

Fig. 2. The relation of average spike amplitude on electrode depth form the base point.

3. 無線制御型電極ドライブの開発

本研究で開発するドライブの要求仕様は、4mm以上の可動範囲、5 μm 程度の移動幅を持ちながら、単純で将来的に多極化が容易な構造であることである。さらにそれに加え、小型軽量であることが求められる。そのような要求仕様に基づき製作したドライブは赤外線受光、超音波リニアアクチュエータ駆動の機能を備える。分解も容易で、アクチュエータ部分と回路を外して筐体部分を交換すれば再使用が可能である。ドライブの大きさは、38 × 22 × 41mmに収まる大きさで、重量は19.5gであった(図3参照)。

電極ドライブのブロック図を図4に示す。まず、電極で計測した信号はPCに取り込まれ、信号強度が計算された。その計算結果を基に命令を無線送信し、ドライブでこれを受信した。受信した命令はドライブ内の処理回路により解釈され、それに従いアクチュエータを駆動させる信号を送信した。駆動回路によりアクチュエータが駆動するとそれに連動する形で電極も移動し、これにより計測位置が変化する。以上の操作を繰り返し、得られるスパイクの強度を最大化した。

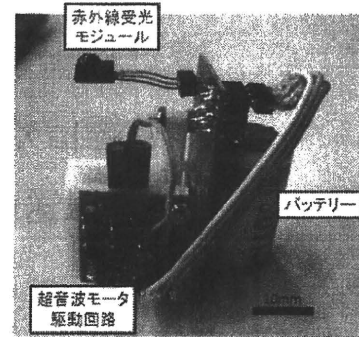


図3 制作した無線制御型電極ドライブは赤外線受光モジュール、バッテリー、超音波モータ駆動回路、超音波モータから構成される

Fig. 3. Wireless-controlled electrode drive is made up of IR receiving module, battery and piezoelectric actuator.

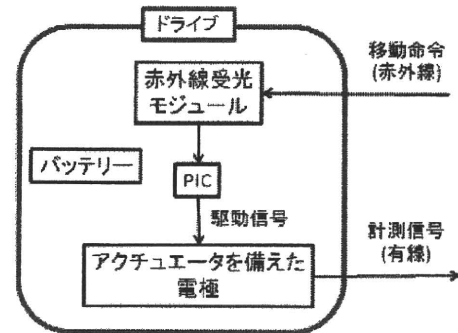


図4 電極ドライブの機能ブロック図

Fig. 4. Functional block of the electrode drive.

4. 電極の移動方法

電極の移動に当たり、計測状態の良好さを表わす指標 J を式1のように定義する。そして、それを最大化させるように電極を移動させる。そのための目的関数 J (単位: μV) を以下のように定義した。

$$J = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \min (s_{\text{mean}}(i)) \dots\dots\dots (1)$$

ここで $\min (s_{\text{mean}}(i))$ とは得られた信号の中の i 種類目の神経細胞の平均スパイク波形を表わす。すなわち、 J は電極周囲の複数の神経細胞の信号強度が大きくなる位置に移動するための指標と言える。

J の計算のためには、まず一定時間のデータを取得し、その中からスパイク候補を検出・弁別した。次に、弁別されたスパイクごとに平均振幅を計算することで J を求めた。

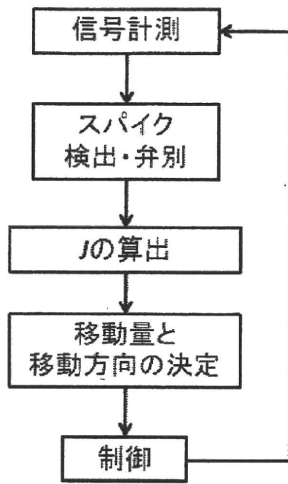


図5 システムのルーチン。まず一定時間の信号を計測し、その中からスパイク候補を検出・弁別した。次に、 J を求め、その結果を基に移動量と移動方向を決定し、電極を移動させる。

Fig. 5. System routine. Firstly, record the signal for a certain period of time. Next, detect the neural spike and sort them. J is calculated by using the sorted spikes, and the next electrode displacement and direction is determined.

神経スパイクの自動検出は Chan による Max-min spread 法 [5] を、神経スパイクの弁別には Harris による KlustaKwik を用いた。移動方向の決定に関しては、まず、初期位置から前後 $50 \mu\text{m}$ と前後 $100 \mu\text{m}$ の位置で 5.0 s の計測を行い、それぞれの場所で J を求める。次に、その J が最も高い位置に電極を移動する。その後は、基本的に前回の J と比較して大きくなる方向に移動を繰り返した。

移動方向の決定に関する詳細を述べる。まず、初期位置から前後 $50 \mu\text{m}$ と前後 $100 \mu\text{m}$ の位置で 5.0 s の計測を行い、それぞれの場所で J を求める。次に、その J が最も高い位置に電極を移動する。初期位置からの前後の移動によっておおよその近い位置に移動できた後は、その付近で最も J が大きくなる位置を前回計測の方向から決定する。前回計測による J を J_{old} 、今回計測による J を J_{now} とすると、 $J_{\text{old}} \geq J_{\text{now}}$ となった場合、電極をさらに進める。逆に $J_{\text{old}} < J_{\text{now}}$ であった場合、電極を前回位置に戻す。ただし例外的に、局所解回避のためにある一定の確率で $J_{\text{old}} \leq J_{\text{now}}$ となった場合電極を元に戻し、 $J_{\text{old}} > J_{\text{now}}$ であった場合に電極をさらに進める。すなわち焼きなまし法を適用する。その確率の値は 0.2 とした。

移動量に関しては探索を始めてから最初の 15 回は $10 \mu\text{m}$ で移動し、それ以降は $5 \mu\text{m}$ で移動させた。

5. シミュレーションでの電極移動実験

(5.1) 実験準備

計算機シミュレーションにより前節で述べたアルゴリズムの妥当性を検討した。電極付近の神経細胞を2個と設定しそれぞれの深さを $4450 \mu\text{m}$ 、 $4500 \mu\text{m}$ 、電極刺入軸との距離を $50 \mu\text{m}$ 、 $60 \mu\text{m}$ とした(図6)。実験に用いるデータ列は、まずラット海馬から得られた神経スパイクを2種類取得し、それぞれ 15 Hz 、 25 Hz の頻度で距離の二乗に反比例した振幅で発火させた。神経信号の発生過程はポアソン過程に従うとした。

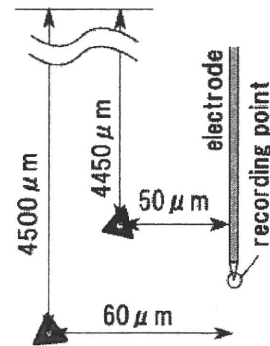


図6 シミュレーションで設定した電極と神経細胞の配置

Fig. 6. The position of electrode and neuronal cell in the simulation.

(6.2) 実験結果

深さ $4300 \mu\text{m}$ を初期位置として探索を開始したところ、その推移は図7、8、9のようになった。図7より初期位置から $100 \mu\text{m}$ 移動した時に J が最大となったので、以降の探索は以降の探索は $4400 \mu\text{m}$ から開始した。

図8は電極位置の推移で、図9は J の推移の結果である。二つのグラフより、およそ 35 程度程度の移動で電極は J が最大になる点付近に移動できており、以降はその近傍を維持できていることがわかる。

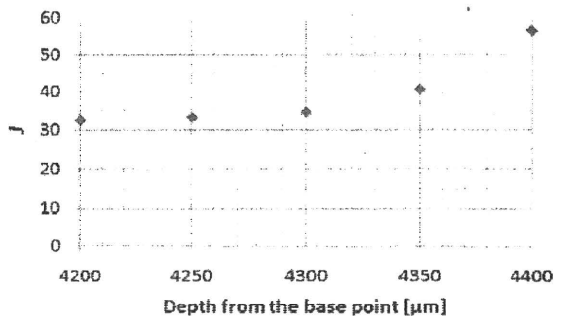


図7 $\pm 50 \mu\text{m}$ 、 $\pm 100 \mu\text{m}$ での J 。 $4400 \mu\text{m}$ にて J が最大となったため、以降の探索は $4400 \mu\text{m}$ から開始した。

Fig. 7. J at $\pm 50 \mu\text{m}$ 、 $\pm 100 \mu\text{m}$. J is maximized at $4400 \mu\text{m}$, and subsequent searching is started from $4400 \mu\text{m}$.

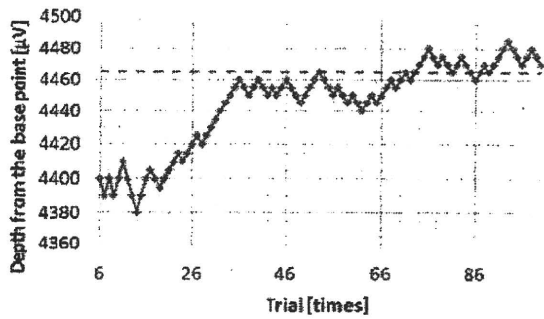


図8 電極位置の推移。およそ35回程度の移動で電極は J が最大になる点付近に移動し、以降はその近傍を維持した。実線は電極の位置、点線は J が最大となる位置を示す。

Fig. 8. The shift of electrode position. The electrode moves to the neighborhood of maximum J in about 35 trials, and it kept the position. Solid line is represents the electrode position, and broken line represents the maximum J .

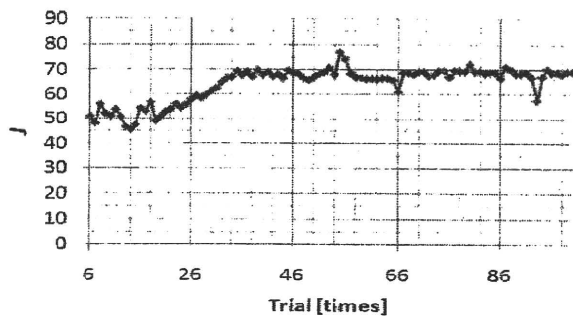


図9 J の推移。 J についても35回程度の移動後はほぼ一定の値を取れていることが確認できた。

Fig. 9. The shift of J after the 35 time moving, J is saturated.

6. 麻酔下ラットでの電極移動実験

〈6・1〉実験準備

開発したドライブを用いて、麻酔下ラットの海馬神経細胞に対し急性実験を行う。開頭した麻酔下のラットに電極ドライブを配置し、信号を計測する。計測した信号は生体アンプ MEG-6116(日本光電)により 300~5000Hz のバンドパスフィルタと 5000 倍の増幅がかけられる。その後 USB-6009(National Instruments)にて A/D 変換がなされ、PC に取り込む。A/D 変換におけるサンプリングレートは 20 kHz とした。比較的一定の発火頻度を持つ神経細胞に対し、細胞近傍から電極をおよそ 100 μm 程度遠ざけた場所から計測を開始した。

〈6・2〉実験結果

最初の $\pm 50 \mu\text{m}$ 、 $\pm 100 \mu\text{m}$ の移動では、 $-100 \mu\text{m}$ の点で

J が最大となった(図10)。この時の J は 3.1 [μV]であった。以降、 $-100 \mu\text{m}$ から 10 μm ずつの探索を行ったところ、およそ 12 回目以降から移動方向が一定の傾向を示さなくなった。ここで、移動による J の推移を観察すると、10 回目までは J が増大を続け、最大で 3.5 μV となっている。しかし、12 回目の移動後、 J が急落しており、その後 $J = 2.0 \mu\text{V}$ 程度で停滞していることがわかった(図 11 参照)。

〈6・3〉考察

はじめの $\pm 50 \mu\text{m}$ 、 $\pm 100 \mu\text{m}$ での計測は、実際の神経細胞に対してもおおよそうまくいくことが確認された。また、それ以降の探索行動に関しても、一時的な J の向上が確認された。本研究では作想的に電極と細胞の位置をずらしてから探索を開始させたが、実際の慢性計測において何らかの原因により電極がずれてしまったとしても、本研究で提案した手法を用いることによって再び細胞の近傍に向かうことができるということが示されたと言える。

しかし、ある程度移動したところで、 J は次第に下がって行ってしまった。取得スパイク数の推移を見ても、時間の経過により取得スパイク数が減少していることが確認でき、これはシミュレーションでは見られなかった現象であるが、12 回目の移動後以降に J が急落した原因は、対象としていた神経細胞が神経発火を止めてしまったためと考えられる。神経は常に神経信号を発しているとは限らず、今回の場合のように発火しなくなる時期も多く存在する。従って、今後は発火の有無を考慮した移動アルゴリズムの追加や、電極ドライブの改良などが求められる。具体的には、まずドライブの電極を増加(多極化)し、それらを同じ視野に刺入する。そして他の電極と比べて神経信号が取得できない期間の長い電極があった場合に、その電極を積極的に移動させるなどといった移動方法が有効であると考えられる。

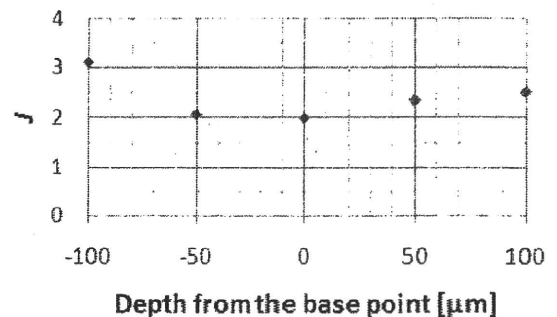


図10 $\pm 50 \mu\text{m}$ 、 $\pm 100 \mu\text{m}$ での J 。 $-100 \mu\text{m}$ にて J が最大となったため、以降の探索は $-100 \mu\text{m}$ から開始した。

Fig. 10. J at $\pm 50 \mu\text{m}$ 、 $\pm 100 \mu\text{m}$. J is maximized at $-100 \mu\text{m}$, and subsequent searching is started from $-100 \mu\text{m}$.

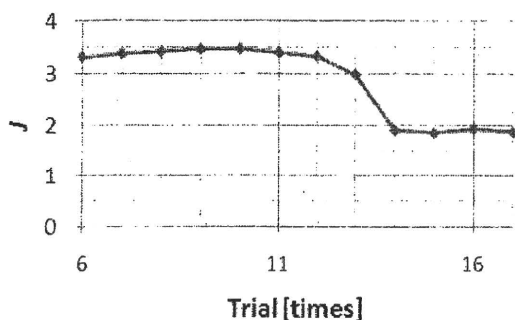


図 11 J の推移。10 回目の移動までは J が増大し続け、最大で $3.5 \mu\text{V}$ となった。しかし、12 回目の移動後 J が急落しており、その後 J は $2.0 \mu\text{V}$ 程度で停滞している

Fig. 11. The shift of J . Although J increases by 10th trial, J falls at 12th trial. After that, J is in stasis on about $2.0 \mu\text{V}$.

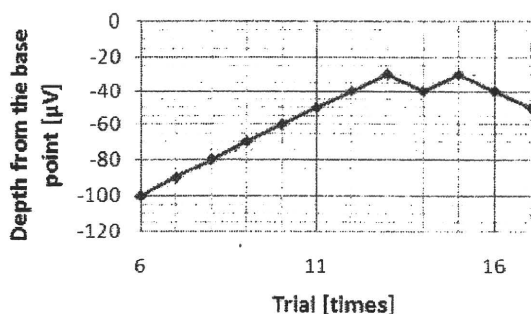


図 12 電極位置の推移。-100 μm から 10 μm ずつの探索を行ったところ、およそ 12 回目以降から移動方向が一定の傾向を示さなくなった。

Fig. 12. The shift of electrode position. Searching is started from $-100 \mu\text{m}$ by $10 \mu\text{m}$, and the moving direction didn't show a consistent trend after 12th trial.

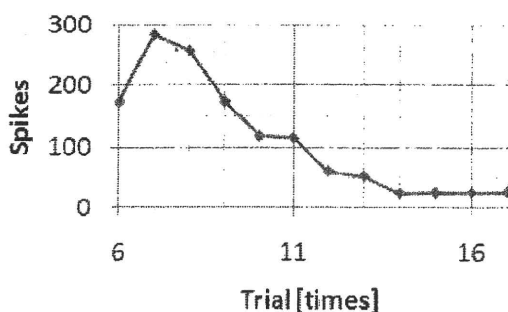


図 13 取得スパイク数。移動の度に取得するスパイクの数が減少している。

Fig. 13. Detected spikes. Number of detected spikes decrease according to the number of trial.

7. おわりに

本研究では、自由行動下での神経信号の慢性計測に向けて、計測者側が無線で電極を自動制御し、神経信号の強度が大きい位置に移動させるシステムを提案した。

まず、はじめに赤外線を介した命令により駆動する電極ドライブを開発し、その電極ドライブの電極移動のためのアルゴリズムを提案した。このアルゴリズムの有効性に関しては人工データを用いて確認を行った。

最後に、開発した電極ドライブを用いて、麻酔下ラットの海馬付近の神経細胞に対し電極移動実験を行った。最も神経信号が得られる位置からおよそ $100 \mu\text{m}$ 程度ずらしたところから開始したところ、一時的に神経信号の強度を極大化させることに成功した。

8. 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 (A) 20246045、基盤研究 (B) 22300184）および厚生労働省科学研究費補助金 (H20 - ナノ - 一般 - 003) の補助を受けて行われた。

文 献

- (1) 櫻井芳雄, 八木透, 小池康晴, 鈴木隆文: "ブレイン・マシン・インターフェース最前線", 工業調査会, 2007.
- (2) H. Kaneko, T. Hiroshi S. Shinya: "Tracking of spike amplitudes for precise sorting of multiple single unit activities" Proceedings of the Symposium on Biological and Physiological Engineering, Vol. 18, pp. 173-176, 2003.
- (3) M. T. Wolf: "A Robotic Neural Interface for Autonomous Positioning of Extracellular Recording Electrodes", The International journal of robotics research, Vol. 28, No. 9, pp. 1240, 2009.
- (4) T. Sato, T. Suzuki, and K. Mabuchi: "A new multi-electrode array design for chronic neural recording, with independent and automatic hydraulic positioning" Journal of neuroscience methods, Vol. 160, No. 1, pp. 45-51, 2007.
- (5) H. L. Chan: "Detection of neuronal spikes using an adaptive threshold based on the max-min spread sorting method", Journal of neuroscience methods, Vol. 172, No. 1, pp. 112, 2008.

表面筋電信号ヒストグラムによる複数指関節角度推定 —ベイジアンフィルタによる動作指識別を用いた手法—

Finger Joint Angle Estimation Method Using Histogram of Surface EMG Signals -A Method Using Active Finger Recognition by Bayesian Filter-

荒木 望¹, 帆足 勇希¹, 小西 康夫¹, 満淵 邦彦², 石垣 博行¹

Nozomu ARAKI¹, Yuki HOASHI¹, Yasuo KONISHI¹, Kunihiko MABUCHI², Hiroyuki ISHIGAKI¹

¹ 兵庫県立大学, ² 東京大学

¹ University of Hyogo, ² University of Tokyo

Abstract In this study, we proposed a finger joint angle estimation method based on surface electromyography (EMG) signals and their source recognition. We have previously proposed a finger joint angle estimation method based on measured surface EMG signals and a linear model. However, there were some problems with that method. When we estimate 2 or more finger angles by this method simultaneously, the estimation angle of the inactive fingers is not accurate. This is caused by interference of surface EMG signals. To solve this problem, we added the source recognition of surface EMG signals by a Bayesian filter to our angle estimation method. To confirm the effectiveness of our proposed method, we carried out joint angle estimation experiments. In addition, we also carried out a myoelectric hand experiment using actual robot hand system. In this experiment, the finger joint angles were estimated from surface EMG signals in real time using our proposed method.

1. はじめに

筋電信号から手指の関節角度や動きを推定する手法は、筋電義手の性能向上に欠かせない要素のひとつである。このためこの分野では、手指の形状と筋電信号の関係を学習させるパターン分類を用いた手法[1]や、手指の関節を直接推定する手法[2]など、多くの研究がなされている。

本研究では義手使用者の望む動きを flexible に再現できる自由度の高い筋電義手を実現する手法として、皮膚表面で測定した表面筋電信号から線形モデルを用いて指関節角度を直接推定する手法の検討を行っている。著者らはこれまでに、測定した表面筋電信号のピーク値の分布であるヒストグラムを算出し、得られたヒストグラムと指関節角度の関係を線形モデルとして推定する手法を既に提案しており[3]、その結果では指1本分の角度推定を行う場合には良好な結果が得られている。しかしながら、同手法により複数の指関節角度を同時に推定する場合には、動作していない指の推定結果に大きな誤差を生じることが示されている。これは、ひとつの筋の活動による表面筋電信号が、その他の筋の活動を測定するための筋電信号に重畳することが原因と考えられる。

この問題を解決するために、本稿では表面筋電信号のヒストグラムと線形モデルを用いた指関節角度推定手法に、ベイジアンフィルタによる識別手法を加えた新たな手法を提案する。提案手法では、得られた筋電信号の変化がどの指の動作に起因するものかを、確率情報を利用したパターン分類法のひとつであるベイジアンフィルタを用いて識別し、その識別結果を指関節角度の推定結果に反映させることにより、複数の指関節角度同時推定を実現する手法である。今回の実験では、提案手法による第1指から第5指までのMP関節、第1指IP関節および第2指から第5指のPIP関節の計10関節についての同時推定実験およびロボットハンドを用いた実機検証を試みたので報告を行う。

2. 推定関節と表面電極の計測位置

ここでは、本研究で行う角度推定の推定関節位置と表面筋電信号の計測位置について簡単に述べる。

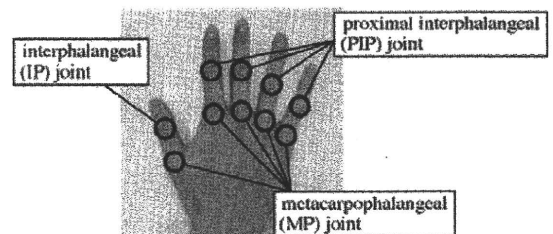


Fig.1 Finger joint positions estimated in this study.

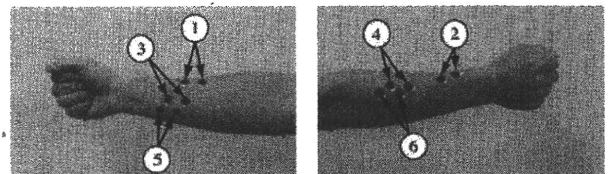


Fig.2 Electrode position for surface EMG signal measurement. (left: flexor muscle side, right: extensor muscle side)

はじめに、本研究で行う指関節角度推定の推定関節位置を Fig.1 に示す。推定する関節は第1指から第5指までのMP関節、第1指IP関節および第2指から第5指のPIP関節の計10関節であり、本研究ではこれらの関節角度を表面筋電信号から同時に推定する。また、指関節角度は伸筋と屈筋の張力のバランスにより決定されると考えられるため、表面筋電信号を計測する電極は、Fig.2 に示すように伸筋側、屈筋側それぞれ3箇所計6箇所測定することとした。Fig.2 の位置で計測した表面筋電信号については、①-②の信号を第1指の推定に、③-④の信号を第2、第3指の推定に、⑤-⑥の信号を第4、第5指の推定に用いることとした。また、これらの表面筋電信号のサンプリングは2500Hzで行った。

3. 表面筋電信号のヒストグラムを用いた指関節角度推定法と問題点

ここでは、[3]で提案した表面筋電信号のヒストグラムを用いた指関節角度推定手法とその問題点について述べる。

Fig.3(a)は測定した表面筋電信号の一例である。本手法では表面筋電信号を振幅情報や周波数情報といったアナログ信

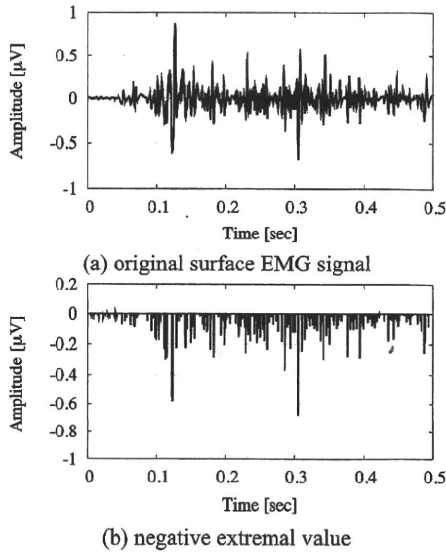


Fig.3 Sample of surface EMG signal and its negative extremal value signal.

号としての情報で扱うのではなく、パルス信号の集合とみなして扱うことが特徴である。このため、測定した表面筋電信号のうち Fig.3(b)に示す負のピーク値のみを取り出した信号を用いる。この信号は $-1\mu\text{V}$ から 0V の範囲で値をもつ。このピーク値のヒストグラムを算出するために、 $-1\mu\text{V}$ から 0V までを6つの領域に分割し、0.5秒分の取得データからそれぞれの領域での頻度 X_1, \dots, X_6 を算出する。

いま、時刻 t において伸筋側の表面筋電から求めたヒストグラムを $\{X_1^f(t), \dots, X_6^f(t)\}$ 、屈筋側から求めたヒストグラムを $\{X_1^e(t), \dots, X_6^e(t)\}$ とする。指関節角度は伸筋と屈筋の張力のバランスにより決定されると考えられるため、ある指の関節角度 $\theta(t)$ はこれらのヒストグラムから、以下の式により与えられると仮定する。

$$\theta(t) = \theta_0 + \sum_{i=1}^6 a_i X_i^f(t) + \sum_{i=1}^6 b_i X_i^e(t) \quad (1)$$

ここで a_i, b_i は伸筋および屈筋側の表面筋電信号ヒストグラムに対する重み係数であり、 θ_0 はバイアス成分である。本研究における指関節角度の推定値 $\hat{\theta}(t)$ は、学習用に測定した指関節角度とこれに対応する表面筋電信号のヒストグラムを用いて最小時情報により得られたパラメータと、測定した表面筋電信号のヒストグラムから、式(1)を用いて計算される。

この表面筋電信号ヒストグラムを用いた指関節角度推定手法の性能および問題点を検証するために、第2指および第3指MP関節を対象とした角度推定実験を行った。本実験では、第2指のみを屈曲、伸展し、その他の指は動かさないものとした。Fig.4は式(1)により推定した指関節角度の推定値と、本実験の際にポテンショメータを搭載した自作のデータグローブを用いて同時に計測した指関節角度をプロットしたものである。このうち、Fig.4(a)は動作させている指である第2指の結果を示しており、Fig.4(b)は動作させていない第3指の結果を示したものである。Fig.4(a)より、動作させている指である第2指については推定値と計測値がよい一致を示していることが確認できる。しがしながら、Fig.4(b)の第3指の結果を見ると、計測値が 10deg 程度の変化とほぼ動作して

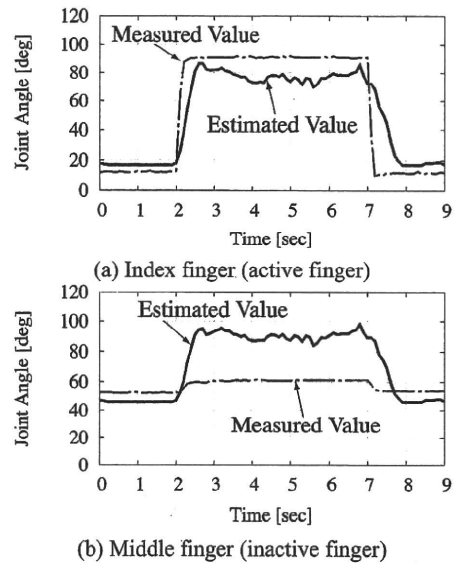


Fig.4 Estimation results of finger joint angle.

いないにもかかわらず、推定値は動作させている第2指と同様の变化を示し、大きな誤差が生じていることがわかる。これはひとつの筋の活動による表面筋電信号が、その他の筋の活動を測定するための筋電信号に重畳することが原因である。

このため本研究では、得られた筋電信号の変化がどの指の動作に起因するものかを識別する手法を提案し、筋電信号の重畳の問題を解決することを試みた。

4. ベイジアンフィルタによる動作指識別

本研究では、筋電信号の変化からどの指が動作したのかを識別するために、確率情報を利用したパターン分類法のひとつであるベイジアンフィルタを用いる。ここでは、動作する指が異なると、表面筋電信号の周波数特性が変化することを利用して動作指の識別を行う提案手法について述べる。

4.1 表面筋電信号の周波数特性データの処理

Fig.5(a)は、第1指曲げ動作を行った際の0.3秒間の表面筋電信号から計算した周波数特性の一例である。本研究では周波数特性により動作指識別を行うために、Fig.5(a)に示す0~500Hzまでの正規化された周波数特性データを用いる。次

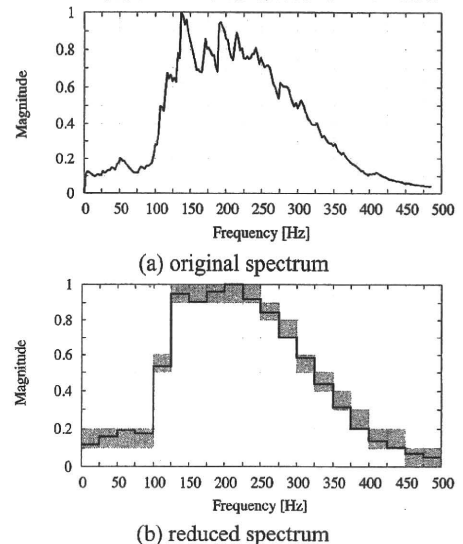


Fig.5 Sample of amplitude spectrum of a surface EMG signal.

に、この周波数特性の形状を学習させるために、周波数軸を20の領域に分割し、それぞれの領域での平均振幅を計算する。さらに Fig.5(b)のように、振幅である縦軸を10の領域に分割し、各周波数帯域で振幅が値をもつ領域 (Fig.5(b)のグレー領域) を1、それ以外を0とする。この結果、Fig.5(b)に示す表面筋電信号の周波数特性は、各要素が0もしくは1の値をもつ 10×20 行列 \mathbf{M} としてみなすことができる。本研究では、この周波数特性の形状を表す行列 \mathbf{M} を周波数特性行列と呼ぶこととし、この周波数特性行列を特徴量として、ベイジアンフィルタによる分類を行う。

4.2 ベイジアンフィルタによる識別手法

ここでは、前節で述べた周波数特性行列 \mathbf{M} を用いて、ベイジアンフィルタにより動作指を識別する手法について述べる。

はじめに、ベイジアンフィルタによる動作指識別のためのデータベース作成について述べる。第2章で述べたように、本研究では5本の指の関節角度を計6箇所測定した表面筋電信号から推定する。このため、1つの指の動作に対して各測定箇所ごとに計6つの $\mathbf{M}^j, j=1, \dots, 6$ が得られることになる。いま、ある指の動作に対して N 個の学習用データ $\mathbf{M}_i^j, i=1, \dots, N, j=1, \dots, 6$ が与えられたとする。このとき、与えられた学習データに対して次のような行列 \mathbf{H}_j を考える。

$$\mathbf{H}_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathbf{M}_i^j, j=1, \dots, 6 \quad (2)$$

式(2)の行列 \mathbf{H}_j の各要素は[0, 1]の値をもつ。したがって、 \mathbf{H}_j はある指の動作に対して、 j 番目の電極で測定された表面筋電信号の周波数特性が取り得る形状の確率分布を表しているものとみなすことができる。そこで、ある指動作に対して得られる行列 \mathbf{H}_j の集合 $\mathbf{D} = \{\mathbf{H}_1, \dots, \mathbf{H}_6\}$ を、動作指識別のためのデータベースとして用いることとした。本研究では動作指を識別するために、7つのデータベース $\mathbf{D}_k, k=0, \dots, 6$ を作成した。ここでデータベースの添え字 k に対応する指の動作は Table 1 に示される。

次に、現在の動作がどの指を動かしたものであるのかを、ベイジアンフィルタを用いてデータベースから選択する手法について説明する。いま、計測した表面筋電信号から、未知の指動作に対する周波数特性行列の集合 $\mathbf{Z} = \{\mathbf{M}^1, \dots, \mathbf{M}^6\}$ が与えられたと仮定する。本研究では動作指を識別するために、与えられた \mathbf{Z} が k 番目のデータベースに対応する指の動作のものである確率 $P(k|\mathbf{Z})$ を考える。この確率 $P(k|\mathbf{Z})$ は容易に計算することはできないが、すべての動作が一定の確率で発生するという仮定のものでは、Bayes の結合確率を用いることで近似的に次のように計算することができる。

Table 1 Database index and corresponding finger motion.

Database index k	Corresponding finger motion
0	Hyposhensia state
1	Flex action of thumb
2	Flex action of index finger
3	Flex action of middle finger
4	Flex action of medicinal finger
5	Flex action of little finger
6	Flex action of all fingers

$$P(k|\mathbf{Z}) = \frac{\prod_{i=1}^{120} \gamma(i)}{\prod_{i=1}^{120} \gamma(i) + \prod_{i=1}^{120} (1 - \gamma(i))} \quad (3)$$

ここで式(3)の確率 $\gamma(i)$ は、与えられた \mathbf{Z} と k 番目のデータベース \mathbf{D}_k から以下のアルゴリズムにより計算される。

[確率 $\gamma(i)$ の計算]

```

i = 1 (Initialize)
For j = 1 : 6,
  For a = 1 : 10,
    For b = 1 : 20,
      If  $\mathbf{M}^j(a,b) = 1$ , Then  $\gamma(k) = \mathbf{H}_j(a,b)$ , i = i + 1.
    End For
  End For
End For

```

これらの計算を Table 1 の動作に対応するすべてのデータベース $\mathbf{D}_k, k=0, \dots, 6$ に対して行い、最も高い確率 $P(k|\mathbf{Z})$ をもつデータベースに対応する指が、本研究の動作指識別結果となる。

次章では、このベイジアンフィルタによる動作指識別手法の結果を反映した複数指関節角度識別手法について議論する。

5. 動作指識別を用いた複数指関節角度推定手法

ここでは、本研究で提案する動作指識別を用いた複数指関節角度推定手法について述べる。

第3章で述べたように、従来の表面筋電信号ヒストグラムを用いた指関節角度推定手法を複数の指に適用する際の問題点は、ひとつの筋の活動による表面筋電信号が、その他の筋の活動を測定するための筋電信号に重畳することであった。この問題点を解決するために本研究では、前章で述べたベイジアンフィルタを用いることで事前にどの指が動作したのかを識別し、この識別結果を指関節角度推定結果に反映させる新たな手法を提案する。本手法では、次式を用いて指関節角度の推定を行う。

$$\theta(t) = \theta_0 + W_k \left\{ \sum_{i=1}^6 a_i X_i^f(t) + \sum_{i=1}^6 b_i X_i^e(t) \right\} \quad (4)$$

式(4)において a_i, b_i は伸筋および屈筋側の表面筋電信号ヒストグラムに対する重み係数、 θ_0 はバイアス成分であり、これらは式(1)と同様に求めることができる。一方、式(4)の W_k は動作指識別結果を角度推定に反映させるための重み係数であり、[0, 1]の値をとる。この W_k が0のときには、角度推定を行った指は動作していない状態を表し、1であるときには動作状態であることを表す。したがって、 W_k の値を変更することにより、前章のベイジアンフィルタによる動作指識別結果を角度推定結果に反映させることができる。この重み係数 W_k の値については、Table 1 に示す各動作状態ごとに最小二乗法を用いて決定するものとした。

本手法の有効性を検証するために、第3章と同様の第2指および第3指 MP 関節を対象とした指関節角度推定実験を行った。Fig.6 に式(4)の提案手法と式(1)を用いた従来法による