

人間情報学会

Academy of Human Informatics



第15回人間情報学会ポスター発表集

2013年9月19日

東京大学山上会館

## 第 15 回人間情報学会 ポスター発表集 目次

1. <最優秀賞> Modulation of Central Fatigue is Dependent on Sound Environment…………… P1  
Yi SHI、Yoshitada KATAGIRI、Zhi-Wei LUO
2. Neurophysiological Study of Taste Preference Mechanism…………… P5  
Chenghong HU、Yoshitada KATAGIRI、Yoshiko KATO、Zhiwei LUO
3. OCT 画像から得られる網膜神経線維層厚の特徴を用いた緑内障疾患領域の検出…………… P7  
繁野日雅留、滝田清、寺林賢司、増山岳人、梅田和昇、富所敦男
4. 表面筋電信号を用いた環境変化による筋動作変化に関する研究…………… P10  
大和田敬吾、戸田真志、櫻沢繁、秋田純一、近藤一晃、中村裕一
5. 周産期における相互作用に関する研究…………… P16  
矢野美紀、片桐祥雅
6. 脳波によるストレス・疼痛・快適性制御…………… P17  
片桐祥雅
7. 語産生における皮質－視床システムについての検討…………… P19  
－go/nogo パラダイムに基づく脳波計測実験－  
今井絵美子、片桐祥雅、川又敏男
8. 人体表面と服外側の温湿度比較によるネックウェアの効果測定…………… P21  
高橋淳二、加藤優貴、ロペズ ギョーム
9. 無意識下における和音の種類の違いの認知について…………… P23  
川原靖弘、片桐祥雅

# Modulation of Central Fatigue is Dependent on Sound Environment

Yi SHI<sup>1</sup> Yoshitada KATAGIRI<sup>2</sup> Zhi-Wei LUO<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Graduate School of System Informatics, Kobe University, 1-1 Rokkodai-cho, Nada-ku, Kobe-shi, Hyogo, Japan

<sup>2</sup> Center for Information and Neural Networks, National Institute of Information and Communications Technology 588-2, Iwaoka, Nishi-ku, Kobe, Hyogo, Japan

## Abstract

**Introduction:** Activation of brain in living environment where elders spend much of their time in daily life leads to nursing care prevention. Different environments would modulate the central fatigue. Meanwhile, previous studies suggest that music can suppress central fatigue by activating the reward system accompanied with dopaminergic pathways. We here neurophysiologically investigated whether this hypothesis would be feasible.

**Method:** 2 kinds of experiments were carried out in this research and both of them used continuous performance test (CPT) included 3 types of tasks. In the first experiment, heart rate variability (HRV) was also measured. In the second experiment, throughout the background music presentations which were including pleasant and unpleasant music chosen by the subjects, we measured the EEG, Near-infrared hemoencephalogram and galvanic skin conductance. Before and after the CPT tasks, salivary amylase was also measured to evaluate the stress level changes.

**Results:** In Experiment 1, it showed that the subjects gave the shortest response time under the voice environment, and LF/HF in the quiet environment showed the lowest which means in this environment, the participants suffered the smallest stress.

In Experiment 2, throughout various back-ground music presentations, we found that higher bilateral fundamental brain activities (FBAs) correlated with higher work scores. The condition of providing higher FBA was entirely dependent on music preference of subjects. Music belonged to a specific category (jazz in this experiment) was more effective than the pleasant music according to subject's choice.

**Keyword:** living environment CPT HRV background music NIRS EEG

## 1. Introduction

Nowadays, superfluous stress is a serious problem in our society. It leads to plenty of health disorders and one of them is causes the central fatigue. From the previous researches, it has already been known that central fatigue caused by the stress causes the decrement serotonin which is related to dopamine [1,2]. Meanwhile, it also has other reasons cause central fatigue such as exercises which because the decrement of the dopamine [3]. Listening to music is a complex cognitive task and implicates processing and integration of meaningful

elements including harmony, rhythm or melody [4]. Previous studies have reported that music can activate the reward-related brain network systems, while the most favorite music could increase the content of dopamine [5]. Before proving that whether the most preferable music would maintain the cognitive performances, it is also very important to evaluate the activation of brain functions in the proper environment. Therefore, in this research, 2 experiments were included to prove the hypothesis.

II. Method

1. Experiment 1

10 healthy participants (6 males, 4 females) aged from 23 to 38 years old (mean 30 years old, SD= 4 years old) had joined for our study, and none of them had previous records of serious cardiac diseases.

3 environments had been prepared in this experiments which including quiet environment, voice environment which means human voices are in the background and noise environment

The experiment was carried on between 3 to 5 o'clock in the afternoon which was 2 hours after the lunch.

A simple Single Response Time (SRT) scheme which included in CPT examination was carried out in this experiment.

A wearable EEG sensor (Union Tool. Co.) operated to monitor heart beats for numerically evaluating the autonomic nerve activities which were derived from a series of measured heartbeat intervals.

2. Experiment 2

7 healthy subjects (6 females, 1 male) whose average age is 26, (SD =3) participated in this pilot experiment. The participants had no previous record of both mental disorders.

An experimental procedure was designed about 30 minutes once a time (Fig.1). EEG cap which including 16 channels, Near-infrared spectroscopic hemoencephalogram (NIRS-HEG), galvanic skin conductance (SC) (NeXus) were set up and measured during the entire experiments. The background music which including unpleasant, pleasant music and Jazz started and the subjects did a salivary amylase measurement (salivary amylase monitor)

directly before the CPT test. The music was chosen by the subjects. After the CPT test which lasted 17 minutes, the subjects did the salivary amylase measurement again then had a 5 minutes rest.

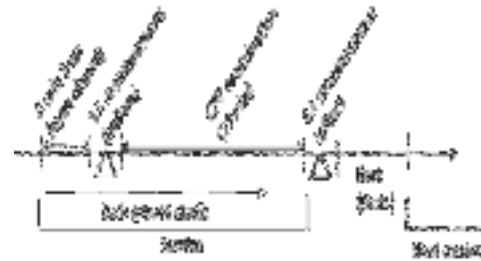


Fig.1 Protocol for investigating cognitive performance by the different background music

III. Results

1. Experiment 1

	Gender	Quiet (average time)	Voice (lab)	Noisy (cafeteria)
subject1	F	3835	2584	2871
subject2	F	3209	3026	3423
subject3	F	2968	2811	3111
subject4	F	2748	2511	3111
subject5	M	2388	2772	32475
subject6	M	3252	3292	3827
subject7	M	3408	3418	3418
subject8	M	2732	2711	2788
subject9	M	2573	2366	2532
subject10	M	2901	2452	25283

Table 1 The raw data of the response time under the 3 environments.

From the data above, we can obviously find that most of the subjects gave us the shortest response time was in the voice environment (in the laboratory).

According to the whole data, LF/HF in the quiet environment showed the lowest which means in this environment, the participants suffered the smallest stress. Furthermore, LF/HF became larger as the changes among quiet, voice and noisy environment.

2. Experiment 2

Because the differently burdened stress between doing and without doing tasks when listening to the music, firstly, the subjects listened to the music only for the neurophysiological responses. Results of GSR and HEG were showed as follows (Fig.2).

Although both increment and decrement were appeared during the unpleasant and pleasant music, it showed that under the unpleasant music, GSR changed larger than under the pleasant music.

The figure showed that during the unpleasant music, the HEG was decreasing while during the unpleasant music, it was increasing.

The results of CPT task (Table 2) showed that under the pleasant music, the response time was shorter than under the unpleasant music and got the statistically significant difference ( $p=0.009$ ).

The average value of SA showed that under the unpleasant music, it was larger (1.014) than under the pleasant music condition (1.0089) but it was not getting the statistically significant difference. However, we confirmed the results indicated that pleasant music could reduce the scores of SA during the CPT task.

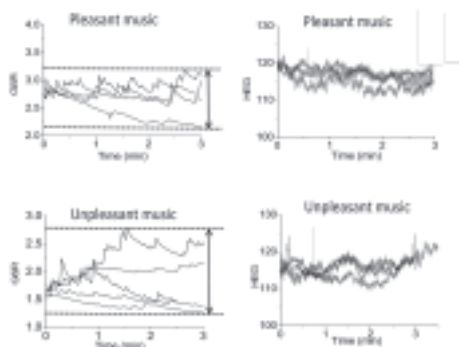


Fig.2 Neurophysiological responses to different background music

One of the subjects did the CPT task under 3 kinds of music which including unpleasant, pleasant music and Jazz and the results showed as follows (Fig.3): it showed that under the unpleasant music, the right part of the occipital cortex (O2) was much more active compared with the left part (O1) and under the pleasant music, the right part was a little bit active while under the Jazz, both left and right were activate.

	SA(before) KIUL	CPT(msec)	SA(after) KIUL	SA ratio (SA after/SA before)
Pleasant music	P	388	A	A
	F	576.805	A	A
	F4	502.543	89	0.5657896
	F	594.8516	A	A
	F7	538.0492	121	0.3608048
Unpleasant music	F9	328.3573	82	0.8774394
	F7	423.8983	28	1.0819813
	F	386.35	A	A
	F	446.970	A	A
	F4	529.0823	85	1.3641857
Jazz	F	405.5268	A	A
	F4	543.4545	74	0.4819723
	F1	370.8678	89	0.8672391
	F1	460.981	88	0.4339238
	F			

Table 2 The results of CPT task and salivary amylase

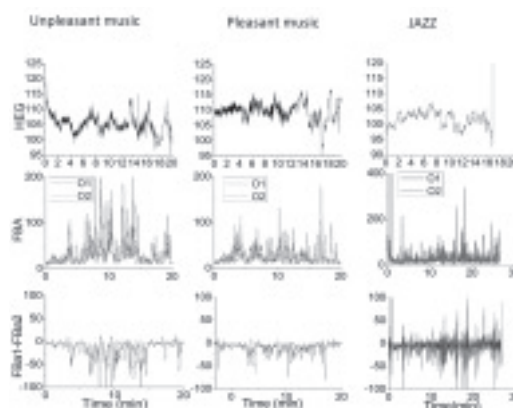


Fig.3 The changes of HEG and FBA under the background music

IV. Discussion

In this study, we identified the modulation of central fatigue under different background music. From the result of CPT task, we approved that the most favorite music could help the subjects maintained cognitive performance.

Under the unpleasant music, HEG was increased because the unpleasant music

led to the decrement of serotonin which made the subjects feel painful while under the pleasant music, the increase of the content of dopamine could control the central fatigue.

CPT scores were maintaining the brain functions and during the sustained attention task, the largest cluster of activation was found in the frontal lobe and, in particular, in the anterior cingulate cortex (ACC). The ACC plays a central role in attention processing by modulating target selection, motor response selection, error detection, and performance monitoring [6-9]. From the result, only under the Jazz, the activation both appeared in the left and right occipital cortex, otherwise, only the right part showed the activation during the task [10]. O1, O2 bilateral activity for Jazz maintain the CPT high scores are still unknown and we will be necessary for addressing this issue in the future study.

The reason why salivary amylase decreased should be considered that when subjects did the CPT task which was a cognitive behavior, it needed the dopamine to control the central fatigue, on the other hand, listening to the music also a behavior which needed the dopamine, which finally led the decrement of the serotonin and made decrement of salivary amylase.

#### V. Conclusion

The data from this experiment indicated that under the pleasant music, the response time according to the CPT task could be considered to maintain the cognitive performance. And under a special music (Jazz in this experiment) could activate the brain functions.

#### Reference

- [1] M.W. Bridge, A.S. Weller, M. Rayson, D.A. Jones, "Responses to exercise in the heat related to measures of hypothalamic serotonergic and dopaminergic function", *Eur J Appl Physiol*, 89, pp.451-459, 2003.
- [2] E.L. Bliss, J.Ailion, "Relationship of stress and activity to brain dopamine and homovanillic acid", *Life Sciences*, volume 10, Issue 20, Part 1, pp.1161-1169, 1971.
- [3] S.Yajun, "Exercise, Dopamine and Central Nervous System Fatigue", *Hournal of Jining University*, pp.1004-1877,2007.
- [4] S. VJ, "Separate cortical networks involved in music perception: preliminary functional MRI evidence for modularity of music processing", *NeuroImage* 25, pp. 444-451, 2005.
- [5] V.N Salimpoor, M.Benovoy, K.Larcher, A. Dagher, R.J Zatorre, "Anatomically distinct dopamine release during anticipation and experience of peak emotion to music", *nature neuroscience*, doi:10.1038/22.2726, 2011.
- [6]M. G. Tana, E.Montin, S. Cerutti, A.M. Bianchi, "Exploring Cortical Attentional System by Using fMRI during a Continuous Perfomance Test", *Computational Intelligence and Neuroscience*, Article ID 329213, 6 pages, 2010.
- [7] M. I. Posner, S. E. Petersen, P. T. Fox, and M. E. Raichle, "Localization of cognitive operations in the human brain," *Science*, vol. 240, no. 4859, pp. 1627-1631, 1988.
- [8] R. D. Badgaiyan and M. I. Posner, "Mapping the cingulate cortex in response selection and monitoring," *NeuroImage*, vol. 7, no. 3, pp. 255-260, 1998.
- [9] W. J. Gehring and R. T. Knight, "Prefrontal-cingulate interactions in action monitoring," *Nature Neuroscience*, vol. 3, no. 5, pp. 516-520, 2000.
- [10] R.I. Goldman, J.M. Stern, J.Engel Jr, and M.S. Cohen, "Simultaneous EEG and fMRI of the alpha rhythm", *Neuroreport*, 13(18), pp. 2487-2492, 2002.

# Neurophysiological Study of Taste Preference Mechanism

Chenghong HU<sup>1</sup>, Yoshitada KATAGIRI<sup>2</sup>, Yoshiko KATO<sup>3</sup>, Zhiwei LUO<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Graduate School of System Informatics, Kobe University, 1-1 Rokkodai-cho, Nada-ku, Kobe-shi, Hyogo, 6578501 Japan

<sup>2</sup> Center for Information and Neural Networks, National Institute of Information and Communications Technology588-2, Iwaoka, Nishi-ku, Kobe, Hyogo 6512492, Japan

<sup>3</sup> Graduate School of Human Development and Environment, Kobe University, 3-11, Tsurukabuto, Nada-ku, Hyogo, 6578501, Japan

## Abstract:

The aim of this study was to investigate neurophysiologic responses to pleasant and aversive tastants using electroencephalogram (EEG) and functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) to clarify the intrinsic food preference mechanism. The pleasant stimulus used was sweet taste and unpleasant stimuli were sour and bitter taste. We found the early markers before P3 were related to sour and bitter taste and considered they would be unconscious electrophysiological early markers for attention. And the prefrontal cortex was involved the sweet and sour taste cognitive processing.

Keywords: electroencephalogram, functional near-infrared spectroscopy, taste preference, pleasant taste, aversive taste.

## Introduction

Recently, the prevalence of taste diseases which caused by aging society and the changes of the diet structure, such as anorexia nervosa, dyspepsia and taste disorder, appears to be increasing[1]. Although these diseases are not life-threatening diseases directly, they have a strong impact on our quality of life. For this reason, the interest in understanding gustatory processing is growing, not only for basic science, but also for applications.

With the rapid developments of electrophysiology or neuroimaging techniques, many insights have been gained about the sensory function of brain. So far, some researchers have done a lot of works about gustatory sensation and some knowledge of taste cognitive processing has been accumulated. But compared with some other sensory such as olfaction, vision and audition, relatively little is known of how the human brain process taste. And the results are also on disputed.

In present study, we investigated the neurophysiological responses to pleasant and aversive tastants, using electroencephalogram (EEG) and functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) to clarify the intrinsic food preference mechanism.

## Materials and methods

Different taste-related brain function experiments were carried out as part of present study.

**Experiment 1** measurements were made for a group of five healthy subjects, aged from 26 to 28 years, using a 21 channels electrode cap and NIR-HEG simultaneously. We selected the sour solution (1% citricacid) and bitter solution (0.01% caffeine) as tastants. Meanwhile, purified water was selected as a control condition to minimize the artificial noise from somatosensory effects, swallowing effects and other brain function. For the EEG and NIR-HEG recording session, the subjects were seated in a comfortable chair in a quiet room. A conventional delayed response task paradigm was adopted for detecting neurological signs responding to gustatory stimuli. The experiments begun with a click, a warning signal, and 2 seconds later we used another click as imperative signal to

order the experimenter inject the stimulus. Each stimulus was presented 30 times repeatedly and continuously. The ERPs were recorded using NeXus-32 and Bio Trace+ Software. In each condition (purified water, sour solution and bitter solution), the EEG was recorded for 2.5 min, and signs (5s) were extracted as an average value of 30 times. Data was filtered offline between 0.05Hz and 45Hz. The intensity of the tastants was rated by the subjects as a subjective evaluation on the dislike-like scale after the EEG session.

**Experiment 2** To investigate more information about higher cognitive processing of taste, an fNIRS sensor of OEG-16 was used to monitor the prefrontal cortex activation during taste processing among 16 healthy volunteers (Fig1). Sweetened and acidic solution was selected as pleasant and aversive stimuli. The subjects were seated in a comfortable armchair in a quiet room. During the experiment, the subjects were asked to try to relax for 40 seconds. Following this, purified water, in quantities of 8 ml, was manually injected into the subject's mouth via a hand-held syringe connected to a tube. The subject held the stimulus in the mouth for 25 seconds. After the task, the subject rinsed off his/her mouth with purified water. Then they continued to run the same process with other two stimuli, sweetened and acidic solution. Oxygenated hemoglobin, deoxygenated hemoglobin, and total

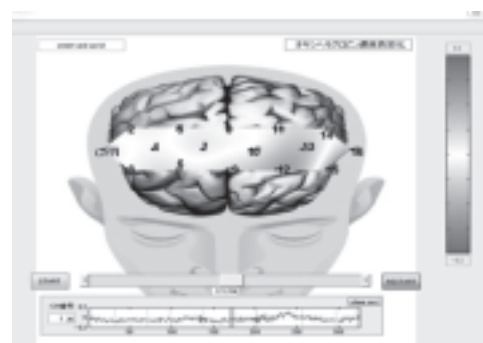


Fig.1 OEG-16 channels arrangement. The channels covered inferior frontal gyrus, middle frontal gyrus, superior frontal gyrus and the lateral orbitofrontal gyrus.

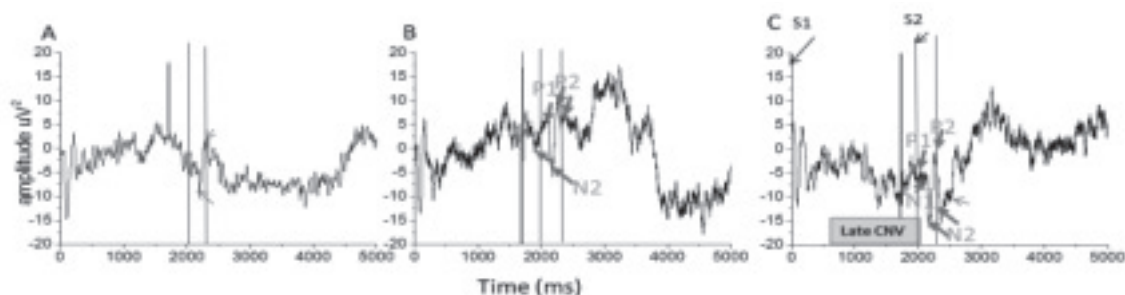


Fig.2 ERPs to taste stimuli. A represents the evoked potential response to water, B for bitter taste and C for sour taste.

hemoglobin concentration changes as  $\Delta\text{oxyHb}$ ,  $\Delta\text{deoxyHb}$ , and  $\Delta\text{totalHb}$  were calculated from the output signals. In this case, the  $\Delta\text{oxyHb}$  data was select for the following statistical processing.

## Results and Discussion

**Experiment 1** Fig 2 showed the ERP component to taste stimulus. The results showed the main or interaction effects were observed for the P1, N1, N2 and P2 on the bitter and sour condition, which are not found on the control condition clearly. Therefore, we suggested that these components we found would be only attributed to sour and bitter tastes. As these potentials appeared before P3, we considered they would be unconscious electrophysiological early markers for attention. The early sensory ERP deflections to taste found in present study were in agreement with previous researches, which reported P1, P2 and N2 were observed for salt, glucose and electric taste [2,3].

We also identified a contingent negative variation (CNV) component in a late stage for the sour (Fig2 C). Relevant to present study, the late CNV was suggested to be related to the prejudice for sourness, which matched the subjects' self-reported sourness made them feel more unpleasant [4].

**Experiment 2** with the help of analysis of variance, we observed different lateral prefrontal cortex areas across different tasks. the group analysis showed the ROI (tasteless-sweetness) included the regions of one part of the frontopolar area, orbitofrontal area and dorsolateral prefrontal cortex, while the ROI (tasteless-sourness) overlapped the area activated by sweetness (ch3, 4, 6 and 11) and also showed some another foci (ch5, 9, 10 and 13). Thus, we conclude that, in some sense, these regions in the prefrontal cortex of human brain are involved in the perception of sweetness and sourness in taste system. Another novel finding of this study is that the difference between sweet and acidic taste appeared in parts of the dorsolateral prefrontal cortex in the right hemisphere (ch3 and 4), frontopolar area in the left hemisphere (ch4) and the orbitofrontal area in bilateral hemisphere (ch6 and 11). This provides new evidence to support the issue that human prefrontal area is involved in the discrimination of taste qualities.

Up to now, the issue of cortex localization of taste cognitive processing is still on dispute. While many neuroimaging studies have shown the right prefrontal cortex was involved in perception and recognition of gustatory stimuli [5, 6], some studies have shown bilateral

or left areas were activation [7]. Results found in this experiment are similar to some previous studies suggesting the bilateral prefrontal cortex is activated in taste system. However, this study has some limitations, and more evidence is required to clarify this issue. A future NIRS study may overcome the influences induced by taste quality, persons' physical self to further assesse questions about taste cortical activation on human brain.

## Conclusion

Taken together, we reported the EEG and fNIRS study to investigate taste preference using pleasant and aversive stimuli. The early markers before P3 were related to sour and bitter taste and we considered they would be unconscious electrophysiological early markers for attention. And the prefrontal cortex was involved the sweet and sour taste high cognitive processing. In future, we will extend such investigation to more participants having various food preferences.

## Reference

1. Parrott, M.D., Greenwood, C.E. "Dietary influences on cognitive function with aging: from high-fat diets to healthful eating", *Ann N Y AcadSci* 1114, 389-97, 2007.
2. Wada, M. "Evoked responses to taste stimulation", *Int Tinnitus J* 11 (1), 43-47, 2005.
3. Ohla, K., Toepel, U., le Coutre, J., Hudry, J. "Electrical neuroimaging reveals intensity-dependent activation of human cortical gustatory and somatosensory areas by electric taste", *Biol Psychol* 85(3), 446-455, 2010.
4. Chiu, P., Ambady, N., Deldin, P. "Contingent negative variation to emotional in- and out-group stimuli differentiated high- and low-prejudiced individuals", *J Cogn Neurosci* 16 (10), 1830-1839, 2004.
5. Barry, M.A., Gatenby, J.C., Zeiger, J.D., Gore, J.C. "Hemispheric dominance of cortical activity evoked by focal electrogustatory stimuli", *Chem.Senses* 26(5), 471- 482, 2001.
6. Zatorre, R.J., Jones-Gotman, M. "Functional imaging of the chemical senses", In: Toga, A.W., Mazziotta, J.C. (Eds.), *Brain Mapping: The Systems*. Academic Press, San Diego. 403- 424, 2000.
7. Pritchard, T.C., Macaluso, D.A., Eslinger, P.J. "Taste perception in patients with insular cortex lesions", *Behav. Neurosci* 113 (4), 663- 671, 1999.



# OCT 画像から得られる網膜神経線維層厚の特徴を用いた緑内障疾患領域の検出

繁野日雅留<sup>1</sup> 滝田清<sup>1</sup> 寺林賢司<sup>2</sup> 増山岳人<sup>1</sup> 梅田和昇<sup>1</sup> 富所敦男<sup>3</sup>

1 中央大学理工学部 〒112-8551 東京都文京区春日1丁目13-27

2 静岡大学工学部 〒432-8561 静岡県浜松市中区城北3-5-1

3 東中野とみどころ眼科 〒164-0003 東京都中野区東中野5-1-1 ユニゾンモール3F

近年、緑内障に対して網膜神経線維層厚のカラーマップを用いたコンピュータ支援診断(CAD)が一般化している。しかし、病状が初期の場合、カラーマップでの判断は困難である。そこで本研究では厚みに加え新たな評価値を提案することで緑内障疾患領域の検出性能の向上を目指す。

疾患領域を検出するために、網膜神経線維層の厚み、非対称性、差分、ばらつきを表す四つの評価値を取得する。評価値を取得した後、スキャン範囲を分割し、分割した領域ごとに評価値の平均値を算出する。各分割領域に対して「正常」、「緑内障」クラスを作成し、マハラノビス距離法、最尤法、最短距離法、サポートベクターマシンの4種類の分類アルゴリズムで疾患領域化か否かを判別する。検出性能を感度(*Recall*)、精度(*Precision*)、正答率(*Accuracy*)の観点から検証する。

緑内障の症例に対して感度では厚みを用いたマハラノビス距離法での検出が71.5%と一番高い結果であった。評価値ごとに結果をみると、*Ave\_thick*の感度が各手法の中では高い結果であった。一方精度では*Ave\_asym*を用いた場合が各手法で高い結果であった。次に正常の結果をみると、正答率が99%以上の結果を複数の検出手法で得ることが出来た。

*Ave\_thick*の感度が各手法の中で高い結果を示した理由として、今回実験に用いた14症例全ての病状がある程度進行しており、網膜神経線維層の減少がはっきりしていたためだと考えられる。また、*Ave\_asym*の精度が各手法の中で高い結果を示した理由は、対称性をみることで緑内障の症状の特徴をとらえることが出来ていたためだと考えられる。

本研究では網膜神経線維層の厚み、非対称性に加えて差分、ばらつきを評価値として取得し、異なる分類アルゴリズムを用いて緑内障疾患領域の検出手法を提案した。検出結果から複数の検出手法での明確な優劣の差は現れなかった。正常に対する結果では高い正答率を得ることが出来た。一方、緑内障に対する感度、精度は実際の医療の現場に用いられる程の結果を得ることはできなかった。しかし、ある程度の領域検出を行えたことから根幹となるシステムの構築を行うことが出来た。

<キーワード> 緑内障 コンピュータ支援診断 網膜神経線維層厚

## 1. 序論

近年、緑内障に対するCADでは乳頭輪郭に対する陥凹部の比(Cup/Disc比)<sup>(1)</sup>や乳頭出血、網膜神経線維欠損の検出<sup>(2~4)</sup>などがあるが、これらの診断補助では緑内障の初期段階での診断を行うことが困難である。そこで眼と緑内障の特徴に注目し、乳頭と黄斑を通る直線を対称線と定義した時の網膜神経線維層厚の対称性<sup>(5)</sup>を評価することで、病状が初期の場合であっても緑内障の可能性を示唆出来ることが示されている。しかし診察の際、最終的な判断には医師の所見は必要不可欠であり、この手助けを行うためには単に病状を判定するだけでなく疾患領域を検出することが重要であると考えられる。先行研究<sup>(6)</sup>では網膜神経線維層の厚みと非対称性に注目し疾患領域の検出を行っているが十分な検出性能ではない。そこで本研究では、網膜神経線維層の厚み、非対称性に加えて差分、ばらつきを考慮し、複数の異なった検出アルゴリズムを用いることで疾患領域の検出性能の向上を目指す<sup>(7)</sup>。

## 2. 方法

### 2.1 評価値

疾患領域を検出するために、網膜神経線維層の厚

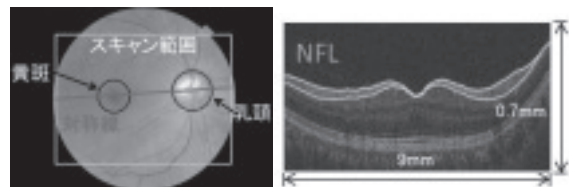


Fig.1 Fundus image

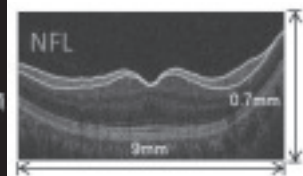


Fig.2 OCT image

み(*thickness*)、非対称性(*asymmetry*)、差分(*difference*)、ばらつき(*thick\_SD*)を表す四つの評価値を取得する。非対称性を表す評価値を定義するためにFig.1に示す様に乳頭と黄斑の中心を通る直線を対称線として取得する。網膜神経線維層の厚みはFig.2で示すOptical Coherence Tomography (OCT) 画像から取得できるNerve Fiber Layer (NFL)の厚みを用いる。また、スキャン範囲  $S$  内のある位置  $A$  でのNFLの厚さを  $thickness(A)$  と定義する。非対称性は、 $A$ の対称線に関する対称位置を  $B$  とし、注目点  $A$  と対称点  $B$  におけるNFLの厚みの差分を、注目点  $A$  と対称点  $B$  におけるNFLの厚みの平均値で割ったものを  $asymmetry(A)$  と定義する。差分は注目点  $A$  の厚みと注目点  $A$  を中心とした  $U \times V$  の範囲の厚みの差の総和を  $difference(A)$  と定義する。また、ばらつきを表す評価値  $thick\_SD$  は、まず、スキャン範囲の行、列ごとの

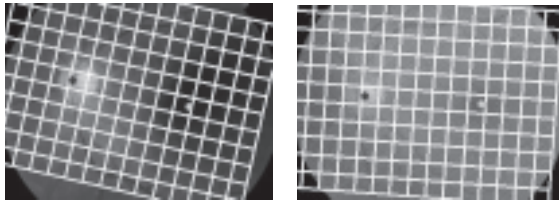


Fig.3 Results of area segmentation

厚みの標準偏差  $row\_SD(A)$ ,  $column\_SD(A)$ を算出する。この  $row\_SD(A)$ ,  $column\_SD(A)$ を用いて  $thick\_SD(A)$ を次式で定義する。

$$thick\_SD(A) = \frac{column\_SD(A)}{row\_SD(A)} \quad (1)$$

### 2.2 疾患領域検出

疾患領域を検出するためスキャン範囲を  $M \times N$  分割する。分割は Fig.3 に示す様に乳頭と黄斑の中点を基準とし、乳頭と黄斑を通る直線に対して平行、垂直に行う。分割した後、各領域内で取得した評価値から  $(m, n)$  番目の領域の平均値  $Ave\_thick(m, n)$ ,  $Ave\_asym(m, n)$ ,  $Ave\_dif(m, n)$ ,  $Ave\_SD(m, n)$  ( $m=1, \dots, M, n=1, \dots, N$ )を算出する。各分割領域に対して「正常」、「緑内障」のクラスを作成し、分類アルゴリズムとして、マハラノビス距離法、最尤法(MLE)、最短距離法(NN)、サポートベクターマシン(SVM)を用いた。本手法では SVM にソフトマージン法とカーネルトリック<sup>(8, 9)</sup>を適用する。

### 3. 疾患領域検出性能評価実験

本手法の有効性を検証するため、医師によって疾患領域が特定されている 14 症例に対して疾患領域検出を行った。また、正常 13 症例に対しても疾患領域検出を行った。性能評価に用いる感度(Recall)、精度(Precision)、正答率(Accuracy)はそれぞれ次式から求めた。

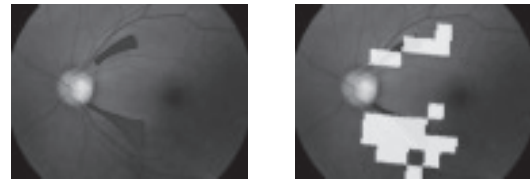
$$Recall = TP / (TP + FN) \quad (2)$$

$$Precision = TP / (TP + FP) \quad (3)$$

$$Accuracy = \frac{(TP + TN)}{(TP + FP + TN + FN)} \quad (4)$$

感度は疾患群が陽性になる確率、精度は陽性と分類したうちの疾患群である確率、正答率は正しく判断される確率を表している。疾患領域検出方法ごとの感度、精度、正答率の比較を Table 2 に、 $Ave\_thick$ を用いたマハラノビス距離での検出例を Fig.4 に示す。四つの評価値を組み合わせた際の結果を All と記載する。実験には leave-one-out cross-validation を用いた。

本実験では性能を評価するにあたり、感度、精度、正答率と三つの評価指標を用意したが、その中でも感度の結果を最も重要視する。その理由として、提



(a) Affected Segment (b) Mahalanobis using Ave\_thick

Fig.4 Results of glaucoma region detection

Table 1 Experimental results [%]

Disease condition		緑内障			正常
手法	評価値	感度	精度	正答率	正答率
Mahala-nobis	<i>Ave_thick</i>	71.5	39.0	91.3	97.0
	<i>Ave_asym</i>	58.3	37.7	91.4	93.7
	<i>Ave_dif</i>	43.1	24.8	88.3	93.7
	<i>Ave_SD</i>	59.7	21.0	83.5	85.1
	<i>Ave_thick &amp; Ave_asym</i>	58.3	36.2	91.0	97.4
	All	47.2	41.7	92.6	99.2
MLE	<i>Ave_thick</i>	68.1	38.1	91.1	96.6
	<i>Ave_asym</i>	52.1	40.1	92.2	93.6
	<i>Ave_dif</i>	57.6	25.3	86.8	89.7
	<i>Ave_SD</i>	34.7	19.7	87.1	93.6
	<i>Ave_thick &amp; Ave_asym</i>	54.2	37.7	91.6	97.5
	All	46.5	42.1	92.7	99.3
NN	<i>Ave_thick</i>	66.0	37.0	90.9	97.4
	<i>Ave_asym</i>	41.0	46.1	93.3	96.2
	<i>Ave_dif</i>	29.9	26.2	90.4	95.2
	<i>Ave_SD</i>	25.7	22.2	89.7	95.3
	<i>Ave_thick &amp; Ave_asym</i>	52.1	43.1	92.7	97.6
	All	51.4	43.3	92.8	97.8
SVM	<i>Ave_thick</i>	68.1	40.8	91.9	99.5
	<i>Ave_asym</i>	36.8	42.7	93.0	99.5
	<i>Ave_dif</i>	36.8	29.3	90.5	99.5
	<i>Ave_SD</i>	28.5	26.6	90.6	99.8
	<i>Ave_thick &amp; Ave_asym</i>	64.6	30.6	88.7	99.8
	All	70.1	31.1	88.4	99.8

案手法は医療の現場で用いるものとして想定しており、疾患群を見逃してしまうことが一番の危険であると考えられるためである。

まずは緑内障の症例に対する結果をみる。感度では  $Ave\_thick$  を用いたマハラノビス距離法での検出が 71.5% と一番高く、次いで All を用いた SVM での検出が二番目に高く 70.1% という結果を得ることが出来た。精度では  $Ave\_asym$  を用いた最短距離法での検出が 46.1% と一番高い結果を得ることが出来た。しかしこの時の感度をみると 41.0% と低い結果であった。正答率では精度の結果が高い検出手法ほど結果が高い傾向が見受けられた。評価値ごとに結果をみると  $Ave\_thick$  の感度が各手法の中では高い結果であった。これは今回実験に用いた 14 症例全ての病状がある程度進行しており、網膜神経線維層厚の減少がはっきり

りしていたためだと考えられる。一方精度では *Ave\_asym* を用いた場合が各手法で高い結果であった。これは対称性をみることで緑内障の症状の特徴をとらえることが出来ていたためだと考えられる。*Ave\_thick* の精度が低い理由としては、層の厚みには個人差が存在し、正常箇所であっても他と比較した時に厚みが薄ければ疾患領域とされてしまうからだと考えられる。

次に正常の結果をみる。正答率が 99%以上の結果を複数の検出手法で得ることが出来た。SVM での検出手法で、*Ave\_thick*、*All* を用いた時は緑内障の感度が高いにも関わらずこのような高い結果を得られたことから、正常群に対して正しく陰性であると判断出来ていることがわかる。

以上をまとめると、本手法を用いて疾患領域を検出することが可能であることを確認した。

#### 4. 結論と今後の展望

本研究では網膜神経線維層の厚み、非対称性に加えて差分、ばらつきを評価値として取得し、異なる分類アルゴリズムを用いて緑内障疾患領域の検出手法を提案した。提案手法はスキャン範囲内に存在する乳頭と黄斑の位置をもとに領域を分割し、分割領域ごとで取得した評価値の平均値を算出する。各分割領域で平均値を用いて「正常」、「緑内障」クラスの作成を行い、マハラノビス距離法、最尤法、最短距離法、サポートベクターマシンといった異なる分類アルゴリズムにより疾患領域の検出を行った。また、提案手法の有用性を検証するため、予め医師によって疾患領域と特定されている個所と検出結果の比較検討を行った。検出結果から複数の検出手法での明確な優劣の差は現れなかった。正常に対する結果では高い正答率を得ることが出来た。一方、緑内障に対する感度、精度は実際の医療の現場に用いられる程の結果を得ることは出来なかった。しかし、ある程度の領域検出を行えたことから根幹となるシステムの構築を行うことが出来た。

今後の展望として、検出性能の向上が挙げられる。そのため、クラスの作成に用いる症例数を「正常」、「緑内障」とともに増やすことが必要であると考えられる。また、現在は一つ一つの検出手法を単独で用いているが、複数の手法を組み合わせることで検出結果の向上を目指す。

#### 文 献

- (1) 畑中裕司, 福田圭祐, 納土淳, 他, “眼底画像上の神経乳頭部解析による緑内障リスク推定”, 信学技報(MI), 109(127), pp.25-28, 2009.
- (2) 小林義治, “OCT の見方”, 日本視能訓練士協会誌, 39, pp.21-27, 2010.

- (3) Y. Hayashi, T. Nakagawa, Y. Hatanaka, et al, “Detection of retinal nerve fiber layer defects in retinal fundus images using Gabor filtering”, in Proc. SPIE Medical Imaging 2007: Computer-aided Diagnosis, San Diego, 6514, pp.6514Z-1-6514Z-8, 2007.
- (4) R. Sihota, P. Sony, V. Gupta, et al, “Diagnostic capability of optical coherence tomography in evaluating the degree of glaucomatous retinal nerve fiber damage”, Invest Ophthalmol Vis Sci, 47, pp.2006-2010, 2006.
- (5) 滝田清, 西優紀美, 寺林賢司, 梅田和昇, 富所敦男, “OCT 画像から得られる網膜の層情報を用いた緑内障診断補助”, 画像センシングシンポジウム 2012, IS1-11, 2012.
- (6) 滝田清, 寺林賢司, 梅田和昇, 富所敦男, “網膜神経線維層厚の非対称性を用いた緑内障疾患領域の検出”, 精密工学会秋季大会 2012, G18, 2012.
- (7) 滝田清, 寺林賢司, 梅田和昇, 富所敦男, “網膜神経線維層厚の特徴を用いた緑内障疾患領域の検出”, 動的画像処理実用化ワークショップ 2013, I1-1, 2013.
- (8) N. Cristianini and J. S. Taylor, “Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-based Learning Methods”, Cambridge University Press, 2000.
- (9) 前田英作, 村瀬洋, “カーネル非線形部分空間法によるパターン認識”, 電子情報通信学会論文誌, J82-D-II(4), pp600-612, 1999.

# 表面筋電信号を用いた環境変化による筋動作変化に関する研究

大和田敬吾<sup>1</sup> 戸田真志<sup>2</sup> 櫻沢繁<sup>1</sup> 秋田純一<sup>3</sup> 近藤一晃<sup>4</sup> 中村裕一<sup>4</sup>

1 公立はこだて未来大学 〒041-8655 住所 北海道函館市亀田中野町 116-2 公立はこだて未来大学

2 熊本大学 〒860-8555 住所 熊本県熊本市黒髪 2-39-1 熊本大学総合情報基盤センター

3 金沢大学 〒920-1192 住所 石川県金沢市角間町 金沢大学工学部情報システム工学科

4 京都大学 〒606-8501 住所 京都府京都市左京区吉田本町 京都大学 学術情報メディアセンター

## 概要

**背景と目的:** 人は運動を行うときに周囲の環境に対応して動作を変化させることがある。そこで本件研究では表面筋電信号を用いて環境を変化させた実験を行ったときに信号がどのように変化するかを観察する。

**方法:** 肘関節のみを用いて球を打撃する実験を用意した。被験者は球の重さをわかっている状態とわからない状態で球を叩く実験を行った。球の重さをわかっている状態は事前に練習をした状態で球を打撃する。球の重さをわからない状態はランダムに重さが変化する球を打撃することで構成した。解析方法としてRMSを用いて信号の特徴を観察する。

**結果:** わかっている状態では重さに応じて主動筋が大きくなる様子が観察できた。また、打撃前に主動筋が収縮している様子を観察できた。わからない状態では重さに応じて異なる特徴が得られた。球が重たい場合は打撃後に再び主動筋が収縮し、軽い場合は再び拮抗筋が収縮する様子が観察できた。

**考察:** わかっている状態では重さに応じて事前に必要な力を出していることが考えられる。わからない状態では打撃した瞬間に球の重さを理解して重さに応じて収縮させる筋を変化させていることが考えられる。これらの変化の原因として皮質経路が関係しているのではないかと考えられる。

**結論:** これらの結果から人は周りの環境を知っていると環境に合わせて必要な力を出して運動をすることがわかった。回りの環境を知らない場合、環境を理解した後に環境に応じて動作を変化させて適応させていくことがわかった。これによって人の動作が意図して行われたものなのかどうかを判別できると考えられる。

**キーワード:** 表面筋電信号 環境変化 打撃動作 主動筋 拮抗筋 皮質経路反射

## 1. 背景

人は運動を行うとき周囲の環境に対応して動作を変化させることがある。例えば、地面に氷が張り、滑りやすい状態では人間は足裏の表面積を増加させて歩き、滑らないように歩行する。このような周りの環境に対応した動作の中に箱を持ち上げる動作がある。箱を持ち上げるときにすでに箱の中身を知っている場合、その重さに適応した力を発生させ、スムーズに動作を行う。しかし、箱の中身を知らない場合、重さに適した力で箱を持ち上げることができず、箱が持ち上がらなくなることや、持ち上げすぎてしまって腰を痛めてしまう可能性がある。このような動作は動きが同じだが、周囲の環境情報を知らないために起こるのではないかと考えた。

そこで、我々は生体信号を用いて、運動の環境変化による動作変化を比較する必要があると考えた。そのため、本研究では生体信号の中でも筋肉の収縮を観察することができ、リアルタイムでの解析にも応用することが可能な筋電信号を利用することで筋肉の状態を観察していく。また、筋電信号の計測方法は皮膚表面で計測を行う表面筋電と直接筋肉に電極を刺すことで計測を行う針筋電があるが、本研究ではより手軽で無侵襲に筋電位を計測できる。表面筋電信号を使用して筋肉の状態を観察する。

これらのことから本稿では運動は同じだが環境が異なり、筋肉の使い方を変化させる必要がある動作を行い、そのときの表面筋電信号を観察することで筋肉の使い方が異なるかどうかを観察することを目的とする。

## 2. 関連研究

これまでに表面筋電信号を用いた動作変化について

の研究は数多く行われている。その中でも環境への対応による筋活動様式の変化を観察している研究として入島らはパワーアシスト付き自転車の負荷制御を対象に、制御特性が人間に与える影響を検討している[1]。自転車の走行中に発生するコースの勾配が変化する場所や先の見えない曲がり角などのイベント予測が必要な場面に着目し、心拍変動や筋活動を観察している。その結果、のぼり坂に変化する場面で筋疲労が増加し、トルク主体のこぎ方に変化したことが示されている。この結果から環境が変化することによって同じ動作でも筋肉の使い方が異なることが示されたと言える。しかし、この研究では運動の目的を変化させていないと言える。

単純な環境、動作で環境変化への対応を見た研究として小池ら[2]の研究がある。小池らはボールキャッチングタスクに着目し、VR 技術を用いてさまざまな重力環境を擬似的に再現した。これによって、1G 以外でのボールキャッチングタスクを構成し、被験者の学習の過程を観察している。その結果、1G 以外での重力環境でも最終的に1G の環境と変わらないタイミングで手を動かすことができると示した。この研究では予測できない環境を学習していくことを見ているが、本研究では学習している環境と学習できない環境を比べていくことによって学習できない環境に対して人がどのように対応しているかを観察していく。

複雑な動作で筋活動様式の変化を観察している研究として與谷ら[3]の研究がある。與谷らは剣道の引き面、引き小手動作において、剣道競技者と非剣道競技者の間で、上肢の反応時間と筋肉の使い方とどのような違いが現れるかについて研究を行っている。実験では、光刺激が提示された瞬間、剣道用打ち込み台に対して

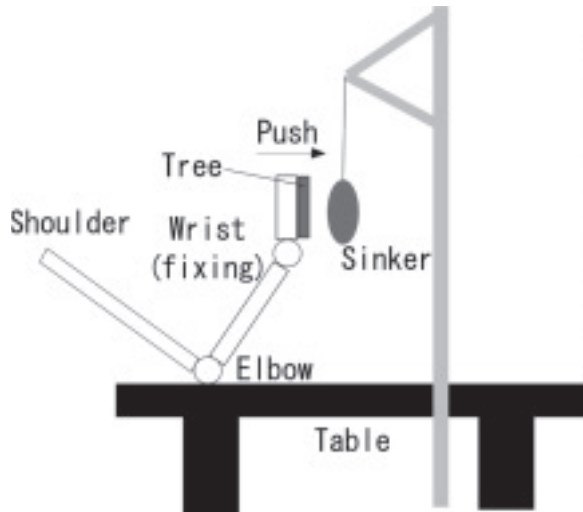


図 1 実験概略図

Fig. 1 Experiment diagrammatical view

引き面、引き小手を打ち込む。その結果、剣道競技者から特徴的な筋活動様式が確認されたが、反応時間において有意な差は得られなかった。また、松下ら[4]はアーチェリーの弓射技術について表面筋電信号を用いて習熟者と未習熟者の比較を行っている。その結果、熟練者は試行回数や点数に関係なく安定して同様の表面筋電信号を出力し続けていることなどがわかった。これらの研究では複雑な動作の熟練者と未熟練者を比べることで運動の変化を観察している。しかし、熟練者と未熟練者を比べる場合、動作が異なってしまう可能性がある。また、複雑な動作は可動関節が多くなり、複数の筋肉が使われるため皮膚表面での計測を行う表面筋電信号では計測が難しいと考えられるため、本研究では少ない関節での運動であり、単純な動作を行う必要がある。

### 3. 実験内容

#### 3.1 計測環境

筋電信号を計測するために専用のハードウェアを用いて計測をする。自作のアンプによって筋電信号を  $f_c=29\text{Hz}$  ( $R=68\text{k}\Omega$  /  $C=0.22\mu\text{F}$ ) の条件にてハイパスフィルタを掛け 1000 倍に増幅して計測している。サンプリング周波数は  $2\text{k}[\text{Hz}]$ 、量子化ビット数  $14[\text{bit}]$  でサンプリングを行う。本実験で使用する電極は銀板の上にオペアンプをつけた自作のアクティブ電極であり、双極誘導方式にて筋電信号の計測を行う。また、筋電信号を計測するとき、ノイズが極力乗りにくい状態で計測する必要があるため、TextileNet と呼ばれる導電布を用いてノイズを最小限に抑えている[5]。日常、生活している空間には携帯電話や AC アダプタなどから発生する電磁波や交流電源からのノイズなどのさまざまなノイズが存在する。これらのノイズを防ぐために通常はシールドルームによってノイズを遮断する。しかし、シールドルーム内にて作業を行うのは実用的では無いと言える。そこで布に導電性物質を編みこんだ導電布を用いることでシールドルームと同等の効果を出すことが可能となる。

#### 3.2 実験環境

本研究を行うに当たり、環境条件のみを変化させた実験環境が必要である。そのため、より単純な動作で環境のみを変化させた環境を構成する必要がある。単



図 2 実験で使用した球

Fig. 2 Ball used in the experiment

純な動作を行うことで使用する筋を減らし、他筋の影響を減らすことができる。また、計測を容易にすることができる。この条件から図 1 のような実験環境を構成した。1 試行の内容は肘関節のみを用いて目の前の球を打撃することである。テイクバックは行わず構えた状態から手を振り下ろすのみである。被験者は球の角度が 60 度になるように打撃を行う。被験者はどの実験でも目隠しをして打撃を行う。1 試行を開始して 3 秒後にビープ音となり、被験者はそれを聞いてから打撃を行う。実験者は毎試行、被験者に打撃後の角度をフィードバックする。肩関節を 90 度に固定し、手首関節をサポートで固定している。また、手先を気の板で固定することで肘関節のみを動作させている。打撃する球は 10、200、500、700、900g を用いた。図 2 は実際に用いた球である。棒の長さ、球の大きさは同じである。球は棒につるされているため 1 方向にしか動かない。被験者はどの実験でもそれぞれの重さを 10 回ずつ打撃する。本実験では 3 名(男性 3 人、22-24 歳)の被験者が参加した。計測箇所は主動筋である上腕三頭筋と拮抗筋である上腕二頭筋である。また、打撃したタイミングを計測するために圧力センサも同時に計測する。圧力センサは指先に装着する。

#### 3.3 わかっている状態

被験者はそれぞれの重さを 10 回ずつ打撃する。また、被験者は同じ重さを 10 回打撃し、実験前には練習を行う。練習はまず、目隠しをしない状態で 60 度まで打撃をする。この状態を 7 回連続で成功することができたら次に目隠しをした状態で 60 度まで打撃をする。この状態でも 60 度まで打撃することができたら計測を開始する。どの重さでも必ず計測前に練習を行い、重さに腕がなれた状態で打撃を行う。これらのことから被験者は球の重さを理解し、どのように叩けば 60 度になるかをわかっている状態で実験を行うといえる。

#### 3.4 わからない状態

この状態でも被験者はそれぞれの重さを 10 回ずつ打撃する。しかし、球は毎試行ランダムに変化する。被験者はランダムに変化する球を 60 度まで打撃する。球の重さがわからない状態で球を 60 度まで打撃することは非常に難しい。そのため、もし被験者が打撃をしたときに 60 度にならなくても 1 試行と考えて次の試行を行っていく。しかし、被験者には常に球を 60 度にするように意識してもらった。実験者は全試行で球を入れ替える動作を行ってもらい、音などで重さが変わっていないことが被験者にわからないように配慮した。この実験はわかっている状態の後に行う。事前の練習はない。重さが常に変化して、事前練習も行わないことからこの実験ではどのように叩けば 60 度になるか

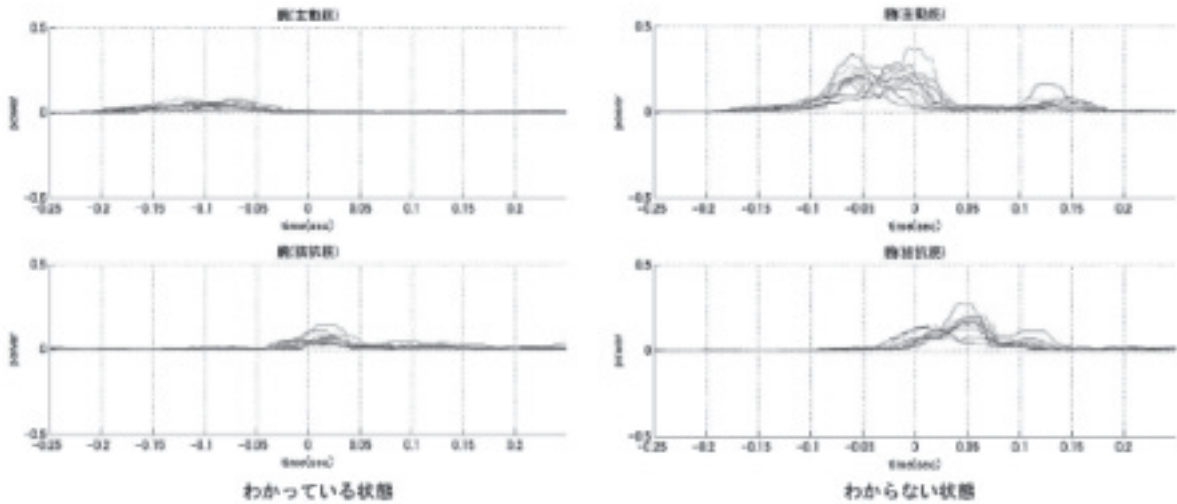


図3 10gの結果  
Fig. 3 Result by RMS of 10g

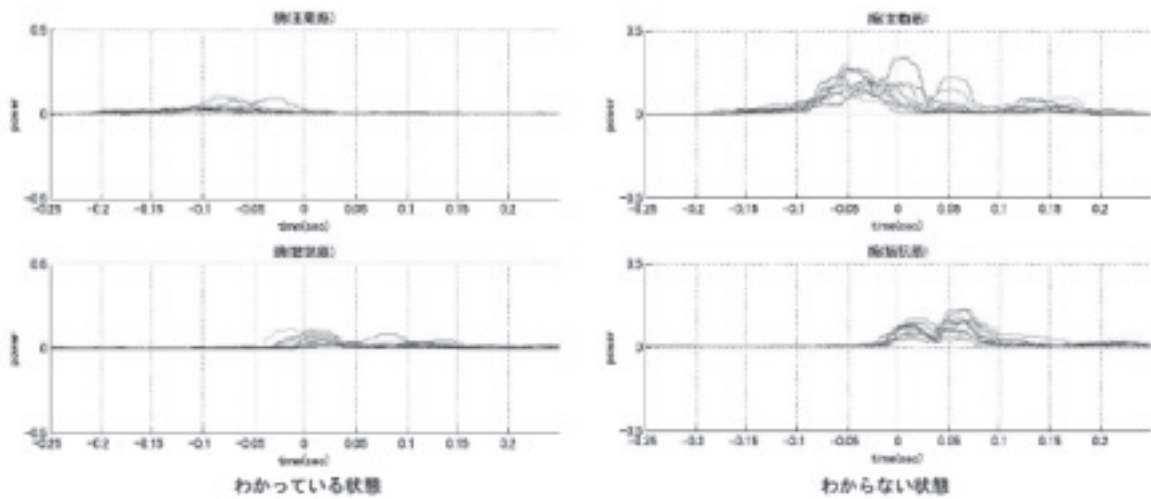


図4 200gの結果  
Fig. 4 Result by RMS of 200g

が一切予想できない状態での実験であるといえる。

### 3.5 解析方法

筋電信号を観察するために打撃した時間をあわせる必要がある。そのため、本実験では圧力センサを指先に装着した。1 試行の中での圧力センサの値の中で傾きが最も高い時刻を打撃時刻とした。打撃時刻を基準に前 500 フレーム、後 500 フレームの合計 1000 フレームを切り出す。10 試行すべての信号を観察するために本研究では RMS を用いた。RMS は以下のように求める。

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{-T}^T e^2(t + \tau) dt}$$

e は表面筋電信号、T は計算範囲である。T は 30 フレームである。RMS は信号の特徴を捉えるために用いた。この RMS を 10 試行すべてに行い、同時に表示させることでそれぞれの状態や重さによる特徴を観察していく。

## 4. 結果

図3 から図7 はそれぞれの重さの結果である。左側

がわかっている状態、右側がわからない状態の結果である。最初に重さごとに結果を見ていく。打撃した瞬間が 0 秒である。10g、200g から観察していく。わかっている状態のとき、主動筋が 0 秒よりも前に活動していることがわかる。拮抗筋は打撃直後から打撃後 0.05 秒ほどまで活動していることがわかる。このことからわかっている状態では 0 秒よりも前に力を入れていることがわかる。また、打撃した瞬間に拮抗筋を活動させていることがわかる。わからない状態では主動筋は打撃後 0.03 秒まで活動を続けており、0.05 秒までには活動を行わなくなる。また、RMS の大きさもわかっている状態よりも大きく活動していることがわかる拮抗筋は 0 秒から 0.04 秒までわかっている状態と同様に活動していることがわかるが、0.05 秒ほどから再び大きく拮抗筋が活動していることがわかる。RMS の大きさも 0 秒から 0.04 秒までの活動はわかっている状態と同じ程度の大きさだが、0.05 秒からの活動は小さくなっていることがわかる。このことからわからない状態では打撃後も力を入れ続けており、拮抗筋は打撃をした瞬間と打撃後の 2 回収縮していることがわかる。この 2 つの状態の結果からわかっている状態では

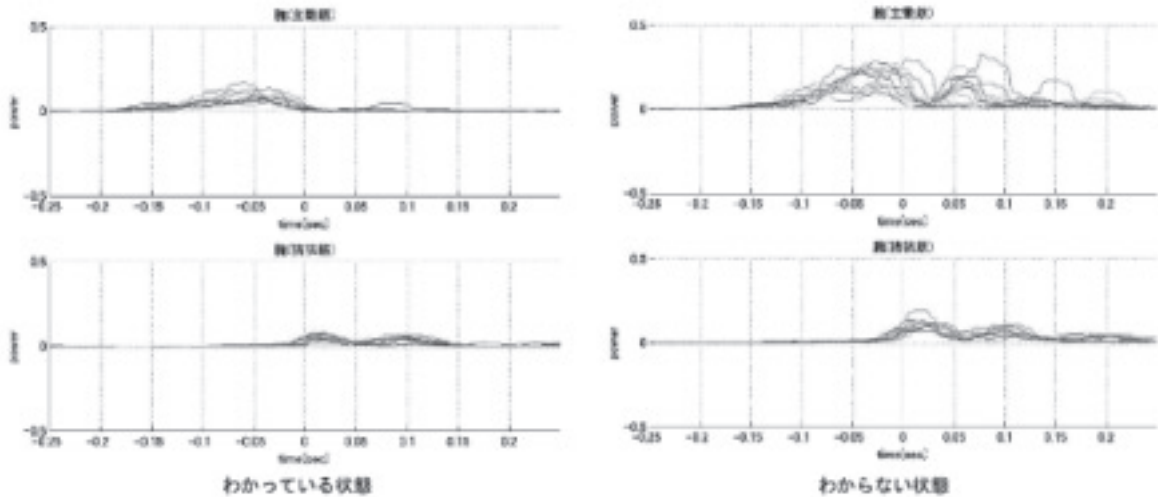


図5 500gの結果  
Fig. 5 Result by RMS of 500g

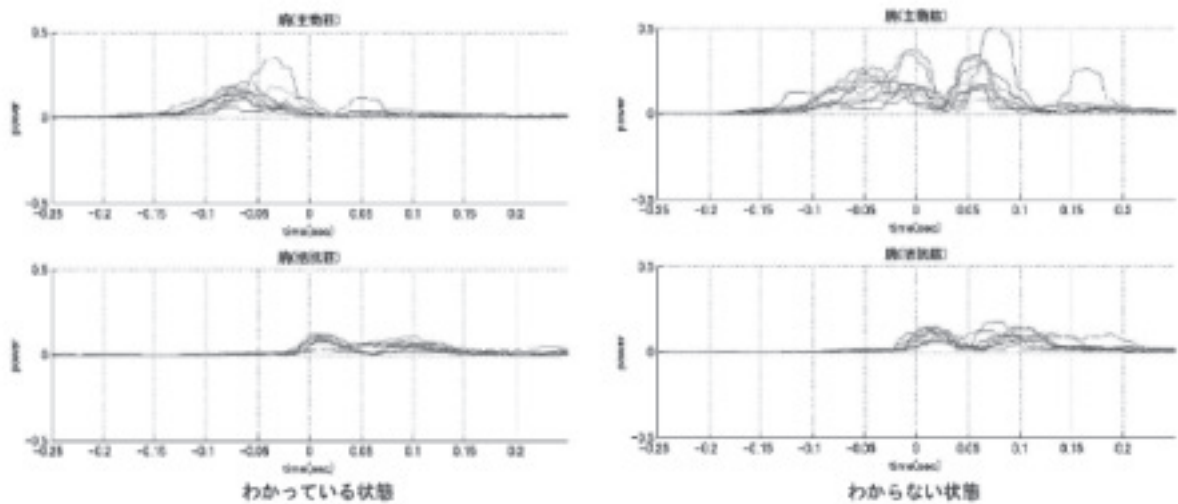


図6 700gの結果  
Fig. 6 Result by RMS of 700g

すでに重さがわかっているため、打撃前に必要な力を出して打撃しており、打撃後は力を出さないということがわかった。また、わからない状態では重さがわからない状態で打撃をするため、球に手が当たる瞬間まで球の重さがわからず、打撃後まで力を出し続けていることがわかる。拮抗筋は両状態で打撃した瞬間に収縮をしていることがわかる。また、わからない状態でのみ0.05秒で再び大きく拮抗筋を収縮させていることがわかる。

次に500g、700gの結果を観察していく。わかっている状態のとき、10、200gと同様に主動筋が打撃前に活動し、拮抗筋は打撃直後から打撃後0.05秒ほどまで活動していることがわかる。また、主動筋は10g、200gよりも大きく活動していることがわかる。このことからわかっている状態では10g、200gと同様の特徴が得られることがわかった。そして10g、200gよりも主動筋が大きく活動していることがわかる。わからない状態では主動筋は0.03秒ほどまで活動を続けており、そこから再び大きく収縮していることがわかる。拮抗筋はわかっている状態とほぼ同様の活動をしていること

がわかる。このことから10g、200gと同様に打撃後も主動筋が収縮していることがわかる。しかし、10g、200gとは異なり、0.05秒あたりで再び主動筋が大きく活動していることがわかる拮抗筋は状態ごとの変化がなく、活動していることがわかる。この2つの状態の結果からわかっている状態では10g、200gと同様の活動を行っていることがわかる。わからない状態は10g、200gでは拮抗筋が打撃後0.05秒ほどで再び活動していたが、500g、700gでは主動筋が再び大きく活動していることがわかる。

次に900gの結果を観察していく。900gではわかっている状態、わからない状態の両方で主動筋が打撃後まで活動を行い、打撃後の0.05秒ほどで再び大きく活動することがわかった。わかっている状態よりもわからない状態のほうが再び活動したときのRMSが大きく出ていることがわかる。拮抗筋は状態ごとの変化は無いことがわかる。このことから900gでは両状態の差がなくなって着ていることがわかる。

以上のことから被験者が球の重さを知っている状態と知らない状態では同じ動作を行っているが、筋活動

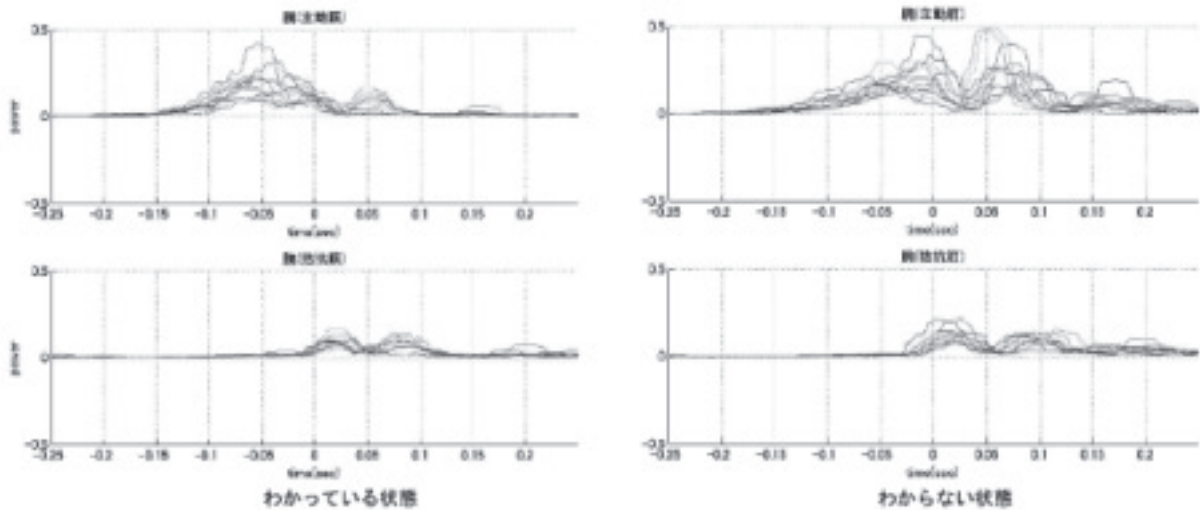


図 7 900g の結果

Fig. 7 Result by RMS of 900g

が大きく異なることがわかった。わかっている状態では主動筋の筋活動が重さに伴って徐々に大きくなっていることがわかる。また、打撃前に主動筋が収縮していることもわかる。拮抗筋は打撃した瞬間に筋活動を行うことがわかった。このことからわかっている状態ではすでに重さを知っているため、必要な力を打撃前から出して打撃を行うことがわかった。しかし、900g のような重たすぎる状態になると打撃前のみでは収縮が足りないため打撃後も必要な力を出していることがわかった。わからない状態では重さに応じて力の出し方が変化することがわかった。どの重さでも主動筋は重さがわからないため打撃後まで力を出し続け、重さがわかったと同時に主動筋の収縮をやめる。そして、重さが軽いときには拮抗筋を強く収縮させて、重さが重たいときには主動筋を再び強く収縮させることがわかった。900g でも重さが重たいときと同様に主動筋を大きく収縮させているが、わかっている状態でも同様の結果が得られている。また、わからない状態では打撃前の主動筋に重さに応じた変化が無いこともわかった。さらに、打撃前の主動筋はどの重さでも非常にばらつきが大きく、わかっている状態の 900g ほどの大きさで収縮することもあれば 500g ほどの大きさで収縮することもある。しかし、10g、200g ほどの大きさで収縮することは無かった。

他の被験者もほぼ同様の結果が得られている。しかし、900g のような信号が得られる重さが被験者によって異なることがわかった。他の被験者では 500g、700g からわかっている状態とわからない状態の差がなくなっていくことがわかった。一度差がなくなるとそれ以上の重さでもわかっている状態とわからない状態の差がなくなることがわかった。図 3 から図 6 までの 10 から 700g のような結果はそれ以下の重さで出ることがわかった。

### 5. 考察

今回の実験結果から球の重さを知っている場合と知らない場合では打撃後の対処の仕方が異なることがわかった。わかっている状態では打撃前に筋の収縮を行い、わからない状態では打撃後まで収縮するが重さに

応じて筋の収縮を変化させることがわかった。また、わからない状態では球が軽いとき、打撃後に拮抗筋を大きく収縮させ、球が重たいときは打撃後に拮抗筋を大きく収縮させることがわかった。これらの結果から周りの環境情報をすでに知っている場合、環境情報にあわせて動作を行うことが考えられる。わかっている状態の実験では事前に何度も練習を行い、被験者自身が何を叩くのかわかっている状態で実験を行う。また、被験者は目隠しをしながら打撃をするが、目隠しをした状態でも練習を行うため周りが見えなくても球を 60 度まで叩けるようになるまで練習をしている。このことから周りの環境を知っている状態で動作を行うと前もって必要な力を出して動作を行うと考えられる。しかし、事前に周りの情報を知っている場合でも対象の物が重たすぎる場合、前もって出せる力を超えてしまうためその後も再び力を出して必要な力を補完していると考えられる。前もって出せる力は人によって異なるため打撃後に主動筋の活動がある重さが被験者によって異なるのではないかと考えられる。

次に周りの状態がわからない場合を考える。回りの情報がわからない場合、情報がわかった後にその情報に応じた動作を行うことが考えられる。今回の結果では打撃前の主動筋にばらつきがあることがわかった。そして、そのばらつきはわかっている状態の 500g から 900g の重たい状態での大きさとなっている。このことから周りの情報を知らない場合、ある程度の重さに対して適応できるようにあらかじめ強めの力を出していることが考えられる。球が軽い 10g、200g のときは打撃前の力が強すぎるため、打撃後に力を弱める必要がある。そのため打撃後に拮抗筋を強く収縮させ、ブレーキをかけているのではないかと考えられる。また、球が重い 500、700、900g のときは打撃前の力が足りなくなるため打撃後に主動筋をさらに収縮させて力を出すことで目標である 60 度まで球を打撃することができないのではないかと考えられる。そのため、500g では打撃後の収縮が起こる試行と起こらない試行がある。700g、900g ではすべての試行で打撃後の収縮が行われている。



わからない状態での打撃後の主動筋、拮抗筋の収縮は皮質經由反射によって行われたのではないかと考えられる。皮質經由反射とは反射弓に大脳皮質の運動野も含まれている長いループの反射である[6]。そのため伸長反射よりも遅く反応する。この反射の役割は負荷補償といわれており、運動中に急に負荷が変わったときにその変化をキャッチして、それに見合う分だけ運動野の活動を高め、筋活動を盛んにすることである[6]。このことから本実験の球が外乱にあたり、わからない状態では皮質經由反射が起こることによって適切な力にコントロールできるようにしていたのではないかと考えられる。

本研究では周りの環境を知ることで筋肉の使い方が変化することを示すことができた。周りの環境を知っていれば事前に必要な動作を行い、知らなければ同じ結果になるように条件に応じて筋肉の使い方を変化させることがわかった。これによって目標の動作、周りの環境すべてを理解した状況と目標の動作は理解しているが周りの環境がわかっていない状況は筋肉の使い方が異なることを示すことができた。この研究が発展していくことで意図して行われた運動かどうかを判別することができるのではないかと考えられる。目標の動作、周りの環境をすべて理解して意図的に行う動作と目標の動作はわかっているが周りの環境を理解できず自分の意図したとおりの運動を行えない運動を判別することができるのではないかと考えた。運動を行うにあたって意図した動作かどうかは重要な情報となる。スポーツの場を考えるともし動作を意図して行うことができれば練習をする必要が無いが、意図しないで動作を行う場合、同じ動作ができるように練習する必要がある。このような状態を判別することでより効率的な練習を行うことができるのではないかと考えられる。

## 6. まとめ

本研究では人が周りの環境を知っているかどうかで運動が変化するのではないかと考えて行った実験結果を観察した。周りの環境を知っているかどうかだけを変えた単純な実験を用意し、計測することで環境の変化がもたらす運動変化のみを観察した。その結果、周りの環境をわかっている状態では事前に必要なだけ筋肉を収縮させて運動していることがわかった。わからない状態ではある程度大きい力を発生させて打撃を行うがそのときの球の重さに応じて力の使い方を変化させていることがわかった。このような反応は皮質經由反射によって起こっているのではないかと考えられる。

今後はこのような反射が本当に皮質經由反射であるのかを調べ、被験者を増やしていくことを目標にする。また、これらの信号の判別方法を検討し、この信号が意図した状態を表すことができるかを再度実験していく。

## 文 献

- [1] 入島和代、木竜徹、守屋貴於、水野康文、「予測を伴う場面での自転車運動時生体機能の変化」、電子情報通信学会技術研究報告、Vol.101、No.533、pp. 97-104、2001.
- [2] 小池康晴、洪性寛、佐藤誠、「複数の加速度環境でのボールキャッチングタスクにおけるタイミング予測」、電子情報通信学会技術研究報告、Vol.105、No.341、pp. 27-32、2005.

- [3] 與谷謙吾、田巻弘之、萩田太、桐本光、北田耕司、竹倉宏明、「剣道の引き面および小手動作における上肢の反応時間と筋活動様式」鹿屋体育大学学術研究紀要、pp.33-40、2007.
- [4] 松下健二、武山秀、「女子アーチャーの弓射技術と習熟過程に関する研究」、実技教育研究、Vol.14、pp.49-47、2000.
- [5] 新村達、秋田純一、櫻沢繁、戸田真志「導電性衣服のシールド効果と電源供給機能を用いた高精度多点表面筋電位測定システム」、情報処理学会論文誌、Vol.48、No.12、pp. 3784-3792、2007.
- [6] 松波謙一、内藤栄一「最新運動と脳一体を動かす脳のメカニズム」、サイエンス社、2000

## 周産期における相互作用に関する研究

矢野美紀<sup>1</sup> 片桐祥雅<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 県立広島大学 〒723-0053 広島県三原市学園町 1-1

<sup>2</sup> 独) 情報通信研究機構・脳情報通信融合研究センター/神戸大学保健学研究科リハビリテーション科学領域連携講座 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 1-4

### 概要

背景と目的：成熟児と低出生体重児を持つ母親の育児行動への違いを明らかにした。

方法：出産後3~4か月の母親に、育児行動やストレスについての意識調査を行った。

結果：低出生体重児の母親の方が、育児に疲れており日常的にストレスを感じていた。

考察：低出生体重児の育てにくさ、対処の難しさが母親の育児を困難にさせ、日々の育児の中でイライラしたり、疲労が積み重なった結果、有意にストレスに影響したと考えられる。

結論：母親の育児ストレスが児の成長発達、特に言語発達の遅れの可能性がある。

キーワード： 育児ストレス 母性行動

### 研究目的

周産期における適切な母子間の相互作用は幼児の発達のみならず母親の QOL 向上にも重要である。本研究は、母子ともに受けるストレスが相互作用によりどのように変化するかを神経生理学的に解明することにより、適切な母性行動に関する指針を明らかにすることを目的とする。

### 研究方法

期間：平成12年6月7日～平成12年9月30日

施設：K大学医学部附属病院

H病院新生児センター T保健センター

方法：質問紙法

対象：①出生体重が1000g以上2500g未満で退院後3~4ヵ月経過した乳児を持つ母親 56名  
②出生体重が2500g以上の4ヵ月児を持つ母親 252名

### 結果

母親の情緒的反応として、「見つめる」「微笑みかける」「声をかける」「抱く」「泣いたとき対処する」5項目とした。その中で、抱く項目に有意差はみられた(図1)。低出生体重児の母親の方が、抱く頻度が高かった( $P<0.01$ )。

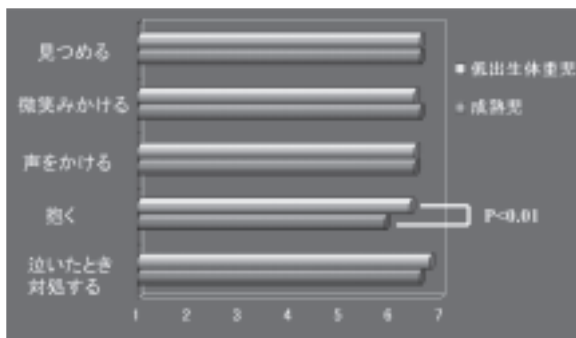


図1 母親の情緒的反応

母親にとって日々の育児を振り返って、イライラしている程度や満足度について比較した結果、図2に示す通り、満足度の有意差がみられた。低出生体重児の母親の方が満足度が低かった ( $P<0.01$ )。

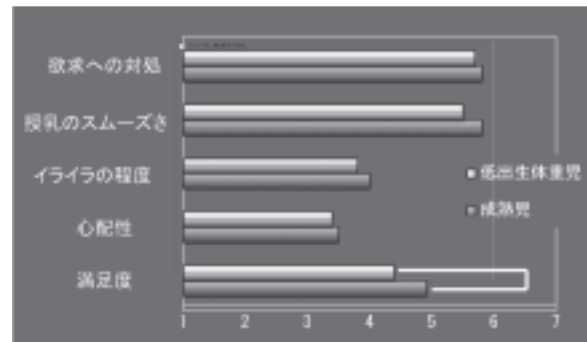


図2 母親の育児に対する評価

有意差が見られた「抱く」頻度でや情緒反応について2群に分け、母性行動を詳細に比較した(図3)。母親が声をかける頻度が少なければ、大きな声を出す反応が少なかった。

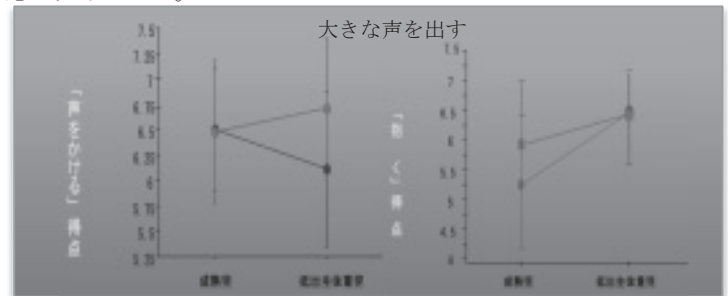


図3 母子間の相互作用

育児に困難さが大きければ、母親のストレスも比例し育児行動に現れ、さらに児の発育発達に影響すると考えられる。今後の課題はとして、一見正常と思われる母性行動の背景を神経生理学的に明らかにする(耐ストレス反応となっていないか、正常と見せかけていないか)。また、乳児ストレスを ECG, EEG 等により客観的に評価していく必要がある。

### 文献

- [1] 矢野美紀, “乳児期における母親の育児行動に関する研究—低出生体重児を出産した母親と成熟児を出産した母親の比較—”, 母性衛生第45巻(2), pp. 218-232, 2003.
- [2] 矢野美紀, “4ヵ月児を持つ母親の育児行動と乳児の発達の関連—母親のストレスを中心に—”, 安田女子大学大学院文学研究科紀要第9集, pp. 167-182, 2004.
- [3] 矢野美紀, “乳幼児の言語発達と母親の育児行動に関する研究—生後4ヵ月から24ヵ月までの母子を中心に—”, 風間書房, 2008.

## 脳波によるストレス・疼痛・快適性制御

片桐祥雅

情報通信研究機構・脳情報通信融合研究センター  
〒656-0871 大阪府吹田市山田丘 1-4

### 概要

**目的:** 疼痛下における後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域 (10~13Hz) 強度の特徴から快不快を鑑別する技術の確立を目指す。  
**方法:** 緩慢な疼痛(dull pain)刺激を印加し、自己申告による疼痛度と後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度との関係を定量評価する。実験条件は以下のとおり:

被験者: 健常な若年成人

疼痛印加: 寒冷昇圧試験法(cold pressure test, CPT)

後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度を変調する方法: アロマセラピー (アロマタッチ) による。

**結果:** 後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度に対して CPT(5 分)後の疼痛度はV字型の特徴を示し、最小疼痛度は疼痛度 0 の無痛状態(analgesia)に達した。疼痛度が抑制された状態で、後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度揺らぎの緩やかな変動成分 (0.1Hz 近傍)は低下していた。一方、後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度揺らぎの速い変動成分は運動に同期して出現した。これらの実験結果から、後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度揺らぎの緩やかな変動成分は内部に注意が向く tonic な深部脳活動を反映する一方、速い成分は被刺激性の phasic な活動を反映するものと推察された。

**結論:** 適切な周波数帯域で弁別された後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度変動は疼痛に随伴する快不快度を反映する可能性がある。

**キーワード:** 脳波 後頭部脳波 深部脳活動 疼痛 快不快

グラント: New Energy and Industrial Technology Development Organization

Grants-in-Aid for Scientific Research (25420236, 23593274) promoted by Japan Society for the Promotion of Science

快不快は疼痛感や Quality of Life(QOL)をのみならず製品やサービスに対する個々人の満足度を評価する指標であり、生理指標を基盤とする定量評価法の確立が望まれている。本論文では自発脳波から簡便に快不快状態を客観的に鑑別する技術の確立することを目的とした。

後頭部に出現する自発脳波の  $\alpha$  2 帯域 (10~13Hz) の強度は上部脳幹を中心とする深部脳活動度を反映することが報告されている [1-3]。本論文ではこの技術を基盤に、疼痛度と深部脳活動との定量的関係から疼痛感を中心とする快不快の定量的評価が可能であるかを実験検証した。

献上被験者を対象とし、10°Cの冷水による寒冷昇圧試験(CPT)[4]により擬似的慢性疼痛刺激を5分間片手に印加し、疼痛度と脳波を同時に測定した。疼痛度は 0-10 numerical scale ratings (NSR)によった。自発脳波は国際 10-20 法に準拠したシステム (Nexus32) を用いて記録した。

後頭部(O1, O2)脳波  $\alpha$  2 帯域 (10~13Hz) の平均強度として定義される基幹脳活動指数 (FBA (Fundamental Brain Activity) index)をパラメータとする CPT の最終疼痛度はV型の特徴を呈した。さらに疼痛度の最小は無痛状態 (analgesia)に至った (図 1)。このとき後頭部脳波  $\alpha$  2 帯域強度は、無痛状態近傍で 0.1Hz を中心とする帯域が減少する傾向にあった (図 2)。

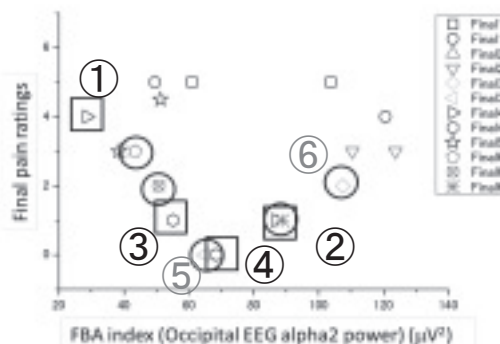


図 1 基幹脳活動指数(FBA index)と最終疼痛度との関係

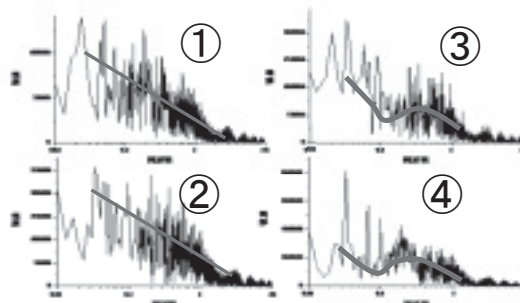


図 2 後頭部脳波  $\alpha$  2 強度の周波数特性

一方、CPT 遂行中、被験者の発話に随伴し速い強度変動成分を有する脳波が出現した。この成分は主にバースト的な脳波であり、その帯域は  $\alpha$  2 から  $\beta$  1 (13~21Hz) に及んだ (図

3)。後頭部  $\alpha 2$  強度に着目した場合、変動ピークは発話と同期していた (図 4)。

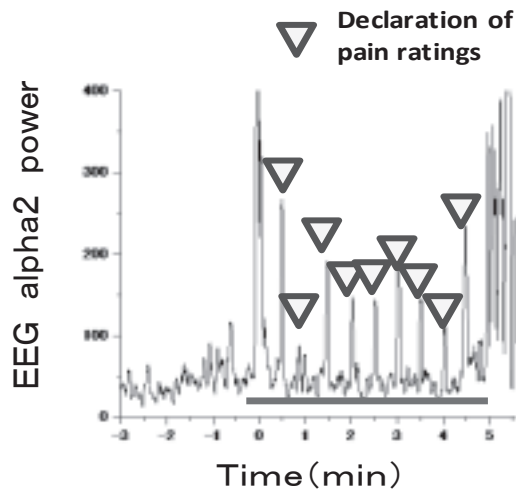


図 3 無痛状態において発話に同期して出現する後頭部  $\alpha 2$  強度の速い変動成分

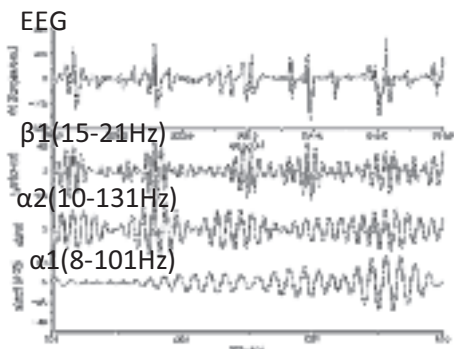


図 4 発話と各種帯域脳波。  $\alpha 2$ 、  $\beta 1$  は発話運動に同期するが  $\alpha 1$  は必ずしも同期しているとは言えない。

CPT により印加される擬似的疼痛は冷水による c 線維上の疼痛受容器を刺激するため慢性疼痛に近い鈍い疼痛である。このような鈍痛は視床を中心とする深部脳活動度が高まると低下することが知られている[5]。図 3 において FBA index の小さい領域ではこの知見と整合する。一方、FBA index が大きい領域では疼痛度は逆に増大し、上記知見と整合していない。この理由として CPT が c 線維のみならず  $A\delta$  線維を刺激するため FBA index の高い領域で疼痛が増大するとも考えられるが、この仮説を妥当とするならば  $A\delta$  線維による鋭い痛みが 5 分間の CPT の終盤まで継続的に発現していなければならないことになる。一方、FBA index に対して飽和特性を示す phasic な活動と指数関数的に増大する tonic な活動の差として定義される有効 phasic 活動度は U 字型の特徴を呈する[6]。疼痛抑制にはこの深部のモノアミン

神経の phasic な活動が必須であるとするならば、実験で得られた疼痛度の V 字型の特徴と整合する。無痛状態で低下する後頭部  $\alpha 2$  強度の 0.1Hz 近傍の緩やかな変動成分は、疼痛発現に係る tonic 活動を反映するものであり、それ以外の特に速い周波数領域は phasic 活動を反映するものと考えられる。

以上の考察から疼痛における快不快は後頭部  $\alpha 2$  強度の周波数帯域により弁別できる可能性が示唆される。即ち、緩やかな変動成分は疼痛の不快感を抱いた状態、速い周波数成分はその不快感が低減もしくは消失した状態にそれぞれ対応するものと考えられた。

## 文 献

- [1] Laufs H, Kleinschmidt A, Beyerle A, Eger E, Salek-Haddadi A, Preibisch C, Krakow K.: EEG-correlated fMRI of human alpha activity. Neuroimage. 19(4), pp. 1463-1476(2003).
- [2] Sadato N, Nakamura S, Oohashi T, Nishina E, Fuwamoto Y, Waki A, Yonekura Y.: Neural networks for generation and suppression of alpha rhythm: a PET study. Neuroreport. 9(5), 893-897 (1998)
- [3] Omata K, Hanakawa T, Morimoto M, Honda M.: Spontaneous Slow Fluctuation of EEG Alpha Rhythm Reflects Activity in Deep-Brain Structures: A Simultaneous EEG-fMRI Study, PLoS One. 2013 Jun 18;8(6):e66869 (2013).
- [4] Birnie KA, Petter M, Boerner KE, Noel M, Chambers CT.: Contemporary use of the cold pressor task in pediatric pain research: a systematic review of methods. J Pain. 13(9), pp. 817-26 (2012)
- [5] Kupers RC, Gybels JM, Gjedde A.: Positron emission tomography study of a chronic pain patient successfully treated with somatosensory thalamic stimulation. Pain. 87(3), pp.295-302 (2000)
- [6] Grace, A.A.: The tonic/phasic model of dopamine system regulation: its relevance for understanding how stimulant abuse can alter basal ganglia function, Drug and Alcohol Dependence 37, pp. 111-129(1995).

# 語産生における皮質－視床システムについての一検討 －go/nogo パラダイムに基づく脳波計測実験－

今井絵美子<sup>1</sup> 片桐祥雅<sup>2</sup> 川又敏男<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 神戸大学大学院保健学研究科 〒654-0142 兵庫県神戸市須磨区友が丘 7-10-2

<sup>2</sup> 独) 情報通信研究機構 脳情報通信融合研究センター 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 1-4

## 概要

背景と目的：語産生に係るとされる脳部位は明らかにされつつあるが、その動的な相互作用については未だ明らかではない。本研究は、時間分解能の高い脳波(EEG)を用いて語産生中の脳機能ネットワークを検討することを目的とした。

方法：健常ボランティア 2 名を対象に、go/nogo の意思決定を要する事象関連電位(ERPs)誘発パラダイムを用いた語産生課題中の脳波計測を行い、皮質の機能を反映する事象関連電位と、視床を含む深部脳活動度を反映する後頭部優位の $\alpha 2$ パワーを解析した。

結果：後頭部 $\alpha 2$  パワーと ERPs はともに刺激に依存して変調した。すなわち、両者とも命令刺激に向かって減少し、その後再び増大した。その増大のタイミングは、試行の全てが go 条件よりも、go/nogo 条件において遅れ、増大は go よりも nogo において大きかった。

考察：命令刺激前の ERPs の減少(随伴性陰性電位：CNV)とともに認められた後頭部 $\alpha 2$  パワーの減少および命令刺激直後の急増より、語産生に皮質－視床システム(皮質－深部脳機能ネットワーク)が関与することが推察された。

結論：語産生時の脳波解析により、ERPs と後頭部 $\alpha 2$  パワーの刺激に依存した変調が認められた。事象関連電位とともに後頭部 $\alpha 2$  パワーの phasic な挙動を示唆したことに新規性がある。

キーワード：語産生 後頭部 $\alpha 2$  パワー 事象関連電位 go/nogo 脳波

## 1. まえがき

音声言語によるコミュニケーションにおいて、「話す」ことは「聴く」と同様に重要である。すなわち、他者の発話内容を理解し、自己の発話を実現する。この発話に不可欠な語は、意味の検索や、音韻の検索と配列、発話運動の企画を経て産生される。

語産生に関係して賦活する脳部位は、機能的核磁気共鳴(fMRI)や陽電子放射断層撮影(PET)を用いた研究によって、これまでに明らかにされてきた[1]。しかし、fMRI や PET は空間分析能に優れるものの、時間分析能が低いため、語産生に係る動的な脳機能ネットワークは未だ解明されていない。

我々は、皮質－視床システム(皮質－深部脳機能ネットワーク)に着目し、時間分解能の高い脳波(EEG)を用いることにより、意思決定を要する go/nogo パラダイムに基づいた語産生課題中の脳機能ネットワークを検討した。

## 2. 方法

語産生課題は、go/nogo パラダイムに基づき、go/nogo 各 30 試行を構成した。課題の流れを図 1 に示す。課題

には 2 種類の刺激を用いた(S1, S2)。S1 には NTT データベースより抽出した親密度の高い普通名詞を採用し、S2 はビーブ音とした。ビーブ音は高低 2 種を用い、被験者に語産生の go/nogo を命令した。同一課題中の S1-S2 間隔は等しく設定した。全ての聴覚刺激はスピーカを通して再生し、被験者毎に最適な音量に調節した。

実験には健常ボランティア女性 2 名(年齢：29 歳、35 歳)が参加した。被験者には口頭および書面で説明を行った。被験者は、課題を通して閉眼状態であった。

発話行動の制御に皮質－深部脳機能ネットワークが関与するという仮説をもとに、課題中の脳波を国際 10-20 法電極配置の Fz, Cz, Pz, O1, O2 から、512 サンプリング周波数で計測し、解析した。具体的には、運動準備や持続的注意といった皮質機能を反映する事象関連電位(ERPs)と、視床を含む深部脳機能の活動度を反映する後頭部 $\alpha 2$ (10-13Hz)パワー[2]の相関性の検討により、皮質－深部脳機能ネットワークの機能の推定を試みた。ERPs および後頭部 $\alpha 2$  パワーは、go/nogo で分けた各 30 試行の電位またはパワーを刺激のマーカーを基準に加算平均して解析した。

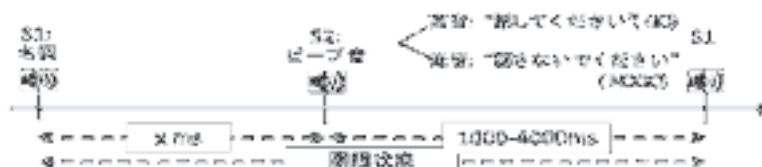


図 1 課題の流れ.  
Fig. 1 A task stream.

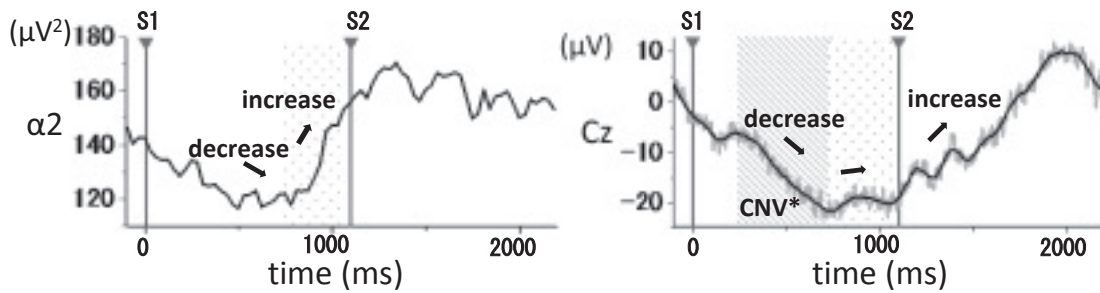


図2 all GO タスクにおける後頭部 $\alpha 2$  パワー (左) と ERPs (右) の加算平均結果。  
Fig. 2 Grand averaged waveforms of occipital alpha2-band power (left) and ERPs (right) during all go task.

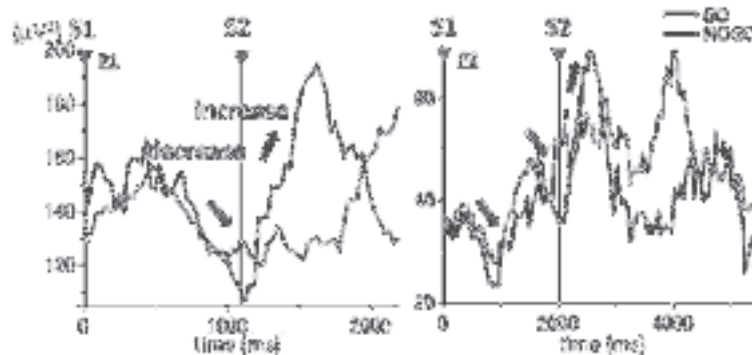


図3 go/nogo タスクにおける後頭部 $\alpha 2$  パワーの加算平均結果。  
Fig. 3 Grand averaged occipital alpha-2 band power for verb-generation tasks.

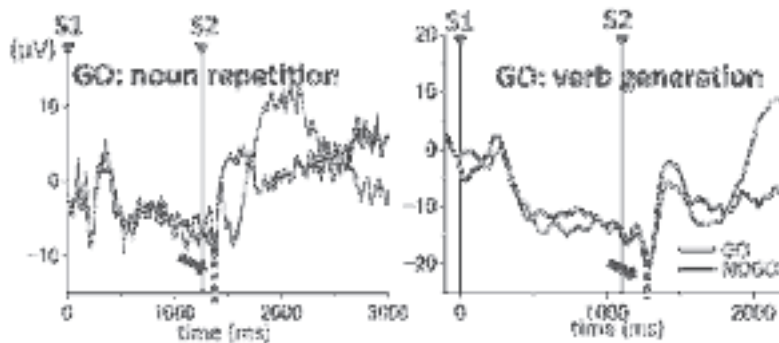


図4 go/nogo タスクにおける ERPs の加算平均結果 (左: 復唱タスク, 右: 動詞産生タスク)。  
Fig. 4 Grand averaged ERPs for verb-generation tasks (left) and simple noun-repeat task (right).

### 3. 結果

実験の結果、後頭部 $\alpha 2$  パワーおよび ERPs の刺激に依存した変動が認められた。図2に全30試行 go タスクにおける後頭部 $\alpha 2$  パワーの加算平均結果を、図3, 4に go タスクおよび nogo タスク各30試行における結果を示す。後頭部 $\alpha 2$  パワーと ERPs は S1 後、S2 に向けて減少した(図2-4)。減少の後、後頭部 $\alpha 2$  パワーおよび ERPs は再び増大を示した。そのタイミングは go/nogo タスクの方が all go タスクより遅れた。go/nogo タスクにおける条件による差に着目すると、S2 直後の $\alpha 2$  パワーおよび ERPs の増大は nogo でより大きかった。また、P300 後の ERPs は go では増大したが、nogo では大きな増大を認めなかった。

### 4. 考察

S2 前の ERPs に見られた随伴性陰性電位(CNV)と後

頭部 $\alpha 2$  パワーの減少は、語産生に向けての運動準備と持続性注意を反映していると考えられる。また、S2 直後の後頭部 $\alpha 2$  パワーの急増は、持続性注意からの解放を示している可能性が考えられ、語産生に皮質-視床システム(皮質-深部脳機能ネットワーク)が関与することが推察された。

### 文献

- [1] S.E. Petersen, P.T. Fox, M.I. Posner, M. Mintun, M.E. Raichle, "Positron emission tomographic studies of the cortical anatomy of single-word processing," Nature vol. 331, pp.585-589, 1988.
- [2] N. Sadato, S. Nakamura, T. Oohashi, E. Nishina, Y. Fuwamoto, A. Waki, Y. Yonekura, "Neural networks for generation and suppression of alpha rhythm: a PET study," Neuroreport vol.9, pp.893-897, 1998.

# 人体表面と服外側の温湿度比較による ネックウェアの効果測定

高橋 淳二<sup>1</sup> 加藤 優貴<sup>1</sup> ロペズ ギョーム<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 青山学院大学理工学部情報テクノロジー学科 〒252-5258 神奈川県相模原市中央区淵野辺 5-10-1 O 棟 220 室

## 概要

**背景と目的:** 人体を直接冷却するネックウェアは、気候的快適性を保ちながら省エネ効果が大きく、広く普及することが期待されている。しかしながら、装置を長時間使用する際の定量的な評価は十分なされていない。本稿では、発汗時間を推定することでネックウェアを評価する方法を提案する。

**方法:** 小型温湿度センサを人体表面 (IN) と服外側 (OUT) に装着し、温湿度を計測する。IN の湿度と OUT の湿度を比較することで発汗状態を推定する。ネックウェア装着時と非装着時で、発汗期間を比較しネックウェアの有効性を評価する。被験者は 1 人で、計測は朝家を出る直前から夕方家に帰るまでの十数時間行う。

**結果:** 8月のうち21日分の計測データを得た。計測データのうち気候が似ており、かつ、大まかな行動履歴が似通った日で、装着日と非装着日と比較したところ、装着日の方が推定発汗期間は短くなった。

**考察:** ネックウェアの装着日と非装着日のデータ比較では、気候が似ている、行動履歴が似通っているという定性的な条件から比較検証するデータを選択しており、十分に公平な比較ができていたとは言えない。定量的な指標を基に比較すべき日を選択する必要がある。また、被験者の体調によって発汗のし易さは影響を受けるため、データ数を増やし、統計的に比較する必要がある。

**結論:** ネックウェアの装着日と非装着日とで、推定発汗期間を用いた発汗のし易さを比較し、装着日の方が発汗しにくいという結果を得た。しかしながら、比較検証する日にちの選択方法は定性的な条件 (気候、行動履歴) を用いているため、厳密に公平な比較ができていたとは言えない。今後の課題として、気候指標については、温湿度のみではなく、湿度、放射、気温からなる暑さ指数 (WBGT: Wet Bulb Globe Temperature) の導入を検討している。また、行動履歴については、加速度センサ搭載の多機能携帯型端末を用いた一日の運動強度の計測を検討している。

**キーワード:** ネックウェア 発汗状態推定

## 1 はじめに

近年、省エネルギー政策の推進により夏季・冬季の電力使用制限が執行され、その結果、豊富な電力により実現されていた快適環境が崩壊し、健康危機、労働生産性低下などの問題が興っている。

この状況下で、人体に直接作用するために、省エネルギーで効率よく人体を冷却できるウェアラブル局所冷暖房システム (ネックウェア) が板生らによって開発され[1]、普及しつつある。これまでに、20名程度の被験者によるアンケート評価[2]や、5名の被験者による発汗開始室温の調査[3]によりその有効性が示されている。次段階として、より日常に近い状況で、十分な数の被験者による効果測定を行う必要がある。そのため、被験者が日常生活をおくりつつも長時間に渡って連続して発汗状態を測定することを可能とする手法が必要である。

本稿では、被験者の日常生活を邪魔しない方法で、長時間に渡っての測定データを元に発汗/非発汗を判定する方法を提案する。具体的には、小型温湿度センサを人体表面と服の外側に設置し、それらの湿度の比較から人体が発汗状態にあるかどうかを推定する。また、提案手法により推定された発汗の判定結果に基づいて、1日のうちでの発汗していた期間の割合を示す発汗率を算出する。そして、発汗率を用いて、ネックウェアの有効性を検証する。

## 2 発汗状態の推定

### 2.1 発汗の種類

人間がかく汗は大きく3つに分類できる[4]。

- **温熱性発汗**は、周囲の気温や運動により上昇した体温を下げるためにかく汗で、全身の体表面から出る。
- **精神性発汗**は、ストレスや緊張、不安、興奮といった精神の状態に伴ってにかく汗で、手掌や足底から出る。
- **味覚性発汗**は、辛み・酸味の強いものを食べた時に出る汗で、頭や顔を主として全身から出る。その他、コーヒーなどの刺激の強いものは内臓に負担をかけるため体温が上昇する。味覚性発汗は、この体温上昇を抑えるためにかく汗であり、温熱性発汗と理由は似ている。

本研究で注目するのは気候的快適性に関連の深い温熱性発汗であるが、これを他の原因による発汗と完全に分離して測定することは難しい。そこで、実験では被験者に精神性や味覚性発汗の影響が出ないように指示するとともに、十分な測定データをもとに統計的に発汗を評価する必要がある。

### 2.2 服内外の湿度差を用いた発汗状態の推定

夏季・冬季は冷暖房により屋内と屋外の気候が大きく異なる。人は日常生活の中で屋内と屋外を行き来するため、その人の周囲の気候は不規則に変動する。このような状況では、環境側の気候を測定しつつ被験者の屋内外の出入りの記録をとるよりは、ウェアラブル

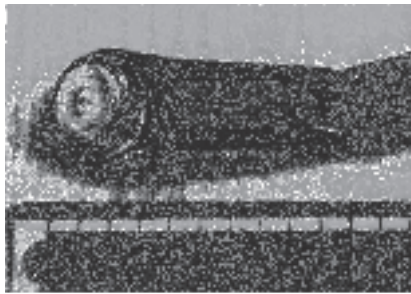


図1 温湿度センサロガー (KN ラボラトリーズ)

な温湿度計を被験者に装着し、周囲の気候を常時測定しておくことで被験者の負担が少なくてよい。

本研究では、図1に示す小型の温湿度センサロガーを首から下げ、被験者周囲の気候を測定する。このセンサは十分に小さく、首から下げた状態で下着の内側に吊るしてもほぼ違和感がない。そこで、下着の内側にも温湿度ロガーを設置し、胴体周りの体表面付近の温度と湿度を測定する。

測定したデータのうち、時刻  $t$  における、被験者の服の外の温度を  $T_{out}(t)$ 、湿度を  $H_{out}(t)$ 、下着の内側(つまり体表面)の温度を  $T_{in}(t)$ 、湿度を  $H_{in}(t)$  とする。予備実験から、 $T_{in}$  は  $T_{out}$  の大きさとは関係なく、 $30^{\circ}\text{C} < T_{in} < 35^{\circ}\text{C}$  であった。また、汗をかいていない場合は、 $H_{in}$  は  $H_{out}$  と同位相で遷移することが確認された。つまり、屋外から冷房の効いた屋内に移動した場合、 $T_{out}$  は下がるが  $T_{in}$  は変動しない。対して、 $H_{out}$  の降下に合わせて  $H_{in}$  は降下する。一方、汗をかいた場合は、 $H_{out}$  の値に関係なく  $H_{in}$  が上昇し、大抵の場合  $H_{out} < H_{in}$  となった。そこで、発汗を判定する二つの判定器を以下のように定義する、

$$SC_1(t) = \begin{cases} 1 & \Leftarrow H_{out} \leq H_{in} \text{ (sweating)} \\ 0 & \Leftarrow H_{out} > H_{in} \text{ (not sweating)} \end{cases} \quad \dots(1)$$

$$SC_2(t) = \begin{cases} 1 & \Leftarrow 0 \leq \alpha * \Delta H_{out} \leq \Delta H_{in} \text{ (sweating)} \\ 0 & \Leftarrow \text{others} \text{ (not sweating)} \end{cases} \quad \dots(2)$$

但し、 $\Delta H_{out}$ 、 $\Delta H_{in}$  はそれぞれ、単位時間当たりの差分値を表し、 $\alpha$  は調整値で 1.0~2.0 の値をとる。

次に、全測定期間 ( $T_{all}$ ) のうち発汗していた期間の割合を表す発汗率を以下のように定義する、

$$SR_1 = \frac{\sum_{0 \leq t \leq T_{all}} SC_1(t)}{\sum_{0 \leq t \leq T_{all}} 1} * 100 \quad \dots(3)$$

$$SR_2 = \frac{\sum_{0 \leq t \leq T_{all}} SC_2(t)}{\sum_{0 \leq t \leq T_{all}} 1} * 100 \quad \dots(4)$$

$SR_1$  は一日の内で発汗していた期間が長いことを表し、 $SR_2$  は、一日の内で汗をかき始めた回数がどの程度かを表している。

### 3 実験

#### 3.1 方法

被験者の1日の行動をコントロールすることや予測することは不可能である。そこで、7月中旬~8月末まで、できる限り毎日温湿度センサを装着し計測を行う。また、ネックウェアを装着してのデータも取得する。そして、主に被験者周囲の気候と大まかな行動履歴をもとに、ネックウェア装着日と非装着日を選択し、それぞれのデータを比較する。

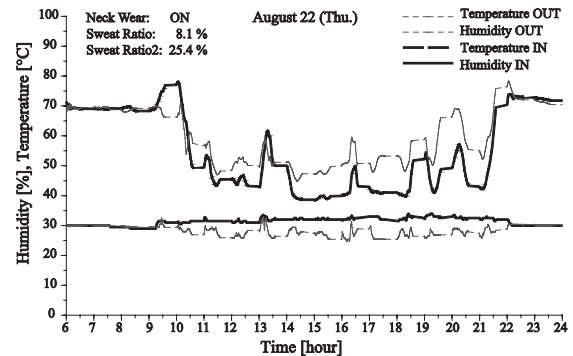


図2 ネックウェア装着日の温湿度測定結果

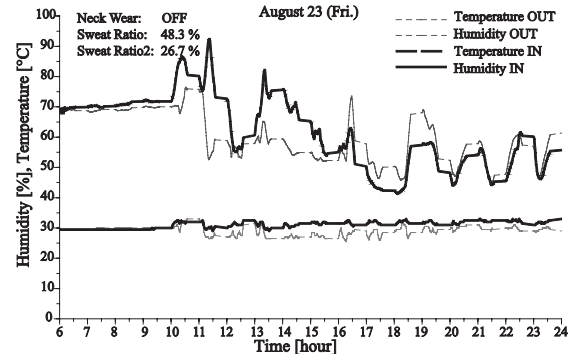


図3 ネックウェア非装着日の温湿度測定結果

### 3.2 結果

図2,3にネックウェア装着日/非装着日の室温度の測定結果を示す。また、算出した発汗率を表1に示す。発汗期間を表す  $SR_1$  においてはネックウェア非装着時の方が発汗していた期間が多いという結果になった。汗をかき始めた回数を表す  $SR_2$  では両方で大きな違いがみられなかった。

表1 発汗率

	装着(Aug. 22th)	非装着(Aug. 23h)
$SR_1$	8.1%	48.3%
$SR_2$	25.4%	26.3%

### 4 おわりに

長時間における発汗判定を行う方法として、「被験者の体表面 (IN) と服外側 (OUT) に温湿度センサを配置し、IN と OUT の湿度を比較することで発汗状態を推定する方法を提案した。ネックウェアの装着日と非装着日とで発汗率を比較したところ、装着日の発汗率が小さくなることを確認した。今後の課題は、一日の気候や運動強度を定量的に表現し、より公平な状況で発汗率の比較評価を行うことである。

#### 文 献

- [1] 板生 清, “快適・省エネヒューマンファクターに基づくエンジニアリングの概念”, 2013 年度精密工学会秋季大会シンポジウム資料集, pp.20-21
- [2] 鈴木 康司, “ネッククーラー、小型空調機「ペルチェ君」の開発”, NATURE INTERFACE, No. 50, pp.26-27, 2011
- [3] 川原 靖弘, 高橋 幹雄, 高橋 裕樹, “ネッククーラーを用いた頸部冷却による作業者の生理・心理・パフォーマンスへの影響”, 2013 年度精密工学会秋季大会シンポジウム資料集, pp.20-21
- [4] 小川 徳雄, “発汗の機序-臨床検査のための基礎知識-”, 医学のあゆみ, 140 巻 6 号, pp.413-417, 1987



# 無意識下における和音の種類の違いの認知について

川原靖弘<sup>1</sup> 片桐祥雅<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 放送大学 大学院文化科学研究科 〒261-8586 千葉県千葉市美浜区若葉 2-11

<sup>2</sup> 情報通信研究機構 脳情報通信融合研究センター 〒656-0871 大阪府吹田市山田丘 1-4

## 概要

背景と目的：周波数の違いやハーモニーの違いによる MMN の出現について、いくつかの考察がある。本研究では、逸脱刺激としての和音の種類の違いにより MMN に振幅に変化が起こるか ERP 計測により検討した。

方法：標準刺激及び逸脱刺激を A major chord (S), A minor chord (D1), 他の major chord (D2), major chord と minor chord の中間調の和音(D3), 不協和音(D4), 無音 (D5)に設定し, 刺激間隔は 500 ミリ秒で提示した。

結果：標準刺激と同じ調の逸脱和音刺激における MMN 振幅ピークは他の逸脱刺激のピークより小さく、ブランクの逸脱刺激では、MMN は見られなかった。

考察：MMN は、聞こえる音の性質に対する感覚情報処理を反映しているとされ、その振幅は標準刺激により形成された記憶と逸脱刺激の差異により増幅するとされている。本研究の結果は、major chord と他の major chord の音緒性質の差は小さいことを示唆している。

結論：無意識下において、逸脱刺激としての異なる和音に対し MMN が誘起されることを確認した。ある major chord に対し他の major chord を逸脱刺激としたときの MMN の振幅が小さいことより、和音間の認知上の音緒性質の差は小さいことが示唆された。

キーワード：認知, 和音, MMN, 脳波

## 1. はじめに

音楽を聴いていて、和音の進行により気分が変化することは多くの方が経験している。近年、和音や音程の認知に関して、脳電図 (EEG), 脳磁図 (MEG), 機能的磁気共鳴画像 (fMRI) を用いた神経生理学的手法による研究が進んでいる[1-2]。異なる周波数の音や異なるハーモニーに対する、ミスマッチ陰性電位 (mismatch negativity: MMN) の誘起に関する議論も展開されている[3-4]。本研究では、逸脱刺激としての和音 (音楽で典型的に使用される調性や和音) に対する MMN の振幅について、事象関連電位の計測をすることにより考察した。

## 2. 方法

脳波は、1 - 30 Hz の帯域通過フィルタを使用し、両耳及び額を連結基準として 10-20 国際法による Cz より銀-塩化銀電極で記録した。測定記録器 (NeXus 10 MKII, Mind Media) のサンプリングレートは 512 Hz で、分解能は 0.0122  $\mu\text{V}$  であった。事象関連電位 (ERP) は、各標的/非標的刺激から 500 ミリ秒の長さで切り出した波形を、標的/非標的刺激に分類後、刺激回数分の加算平均を行い生成した。被験者には、和音聴取に注意を払わないよう指示した。

標準刺激及び逸脱刺激に対する事象関連電位は、それぞれ、800 回の標準刺激と 80 回の逸脱刺激に対するものを加算平均することにより算出した。刺激間隔は 500 ミリ秒 (Fig. 1)であり、図 2 に示すような和音を標準刺激及び逸脱刺激に設定した。和音はピアノの音色で提示し、Fig. 2 の和音はそれぞれ、A major chord (S), A minor chord (D1), 他の major chord (D2), major chord と minor chord の中間調の和音(D3), 不協和音(D4), 無音 (D5) である。



図 1 刺激の提示順序。

Fig. 1 Time sequence of stimuli.

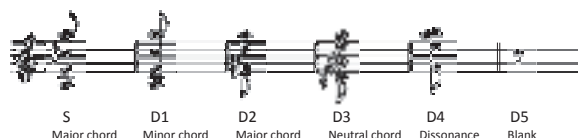


図 2 和音刺激の種類。

Fig. 2 Stimuli of chords.

## 3. 結果

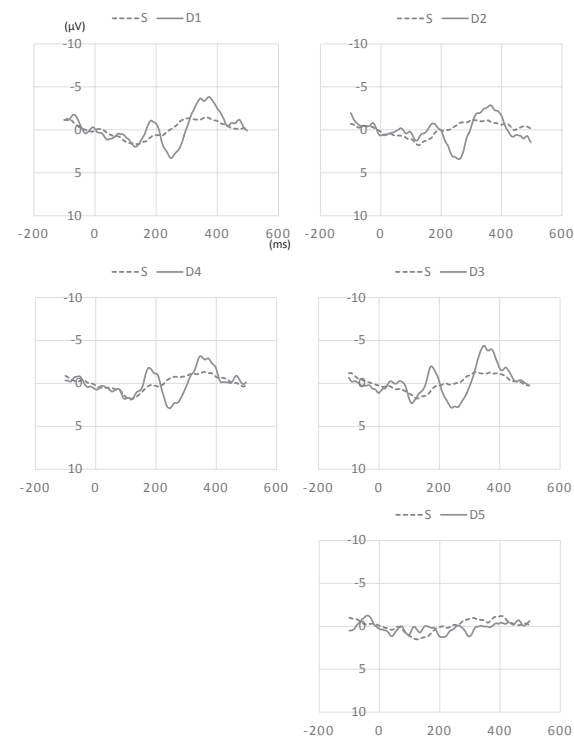


図 3 各刺激に対する事象関連電位の例。

Fig. 3 Examples of ERP to each stimuli.

Fig. 3 に、ある被験者の各試行における標準刺激と逸脱刺激に対する事象関連電位を示す。標準刺激 (A major) に対する逸脱刺激 D1 (A minor), D3 (中間調の和音), D4 (不協和音) の MMN の振幅 (刺激から 100-250 ミリ秒における、標準刺激の事象関連電位に対して陰性に振れる逸脱刺激の事象関連電位の差) はほぼ同じ大きさであるが、逸脱刺激 D2 (A minor) の MMN の振幅はそれらより小さく、D5 (無音) に対する MMN は生じなかった。

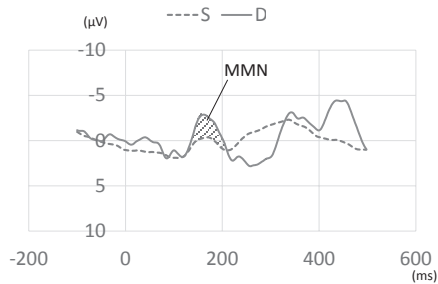


図 4 MMN の指標.  
Fig. 4 Index of MMN.

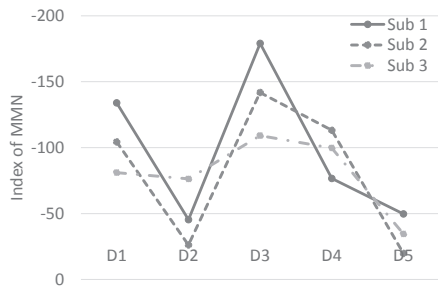


図 5 各逸脱刺激に対する MMN 指標値の比較.  
Fig. 5 Comparison of MMN indexes to each deviant stimulus.

#### 4. 考察と結論

本研究では、無意識下において、逸脱刺激としての異なる和音に対し MMN が誘起されることを確認した。MMN は、聞こえる音の性質に対する感覚情報処理を反映しているとされ、その振幅は標準刺激により形成された記憶と逸脱刺激の差異により増幅するとされている[5-6]。本研究の結果は、major chord と他の major chord の音緒性質の差は小さいことを示唆している。和音の種類に対する認知が気分により変化することが報告されているが[7]、の方法を応用することにより加齢に伴う感情表現に関する障害などのチェックや防止手法を考案することを今後の展望とする。

#### 文 献

[1] Koelsch, S., Fritz, T., & Schlaug, G., “Amygdala activity can be modulated by unexpected chord functions during music listening,” *Neuroreport*, 19(18), 1815–9, 2008.

[2] Janata, P. “The Cortical Topography of Tonal Structures Underlying Western Music,” *Science*, 298(5601), 2167–2170, 2002.

[3] Brattico, E., Pallesen, K. J., Varyagina, O., Bailey, C., Anourova, I., Järvenpää, M., Eerola, T., et al. “Neural discrimination of nonprototypical chords in music experts and laymen: an MEG study,” *Journal of*

*cognitive neuroscience*, 21(11), 2230–44, 2009.

[4] Loveless, N. E., “Event-related brain potentials and human performance,” in *Physiological Correlates of Human Behavior, Vol 2: Attention and Performance*, pp. 79–97, Academic Press, London, 1983.

[5] Näätänen, R. “The role of attention in auditory information processing as revealed by event-related potentials and other brain measures of cognitive function,” *Behavioral and Brain Sciences*, 13, 201–288, 1990.

[6] Näätänen, R. “Attention and Brain Function,” Lawrence Erlbaum Associates. Hillsdale, NJ, 1992.

[7] 川原靖弘, 片桐祥雅, “感情による和音認知の差異に関する研究”, 電子情報通信学会 HCG シンポジウム 2012 論文集, pp. 280-283, 2012.

## 第 15 回 人間情報学会ポスター発表集

---

平成 25 年 12 月 1 日発行

発行所 人間情報学会  
〒100-0006 東京都千代田区有楽町 1-12-1 新有楽町ビル 247  
Tel. 03-5252-7382 Fax. 03-5252-7386  
E-mail: [admin@npowin.org](mailto:admin@npowin.org)  
URL: <http://www.ahi-soc.info/>

印刷所 新高速印刷株式会社