

脳波による文字入力

森 浩 一
69 こう いち

国立障害者リハビリテーションセンター研究所
感覚機能系障害研究部視覚機能障害研究室長

はじめに

「念力で物を動かす」というとSFの世界のような話だが、脳科学の進歩のおかげで「念力で家電を操作する」「念力で文字入力をする」ことができるようになってきている。ただし、「念力だけ」ではさすがに無理で、頭には電極キャップを被って脳波で意図を検出するなら可能である。このような技術(脳コンピュータインターフェース; BCI, 図1)がすでに重度身体障害者宅で長期試用されていることは医療関係者でもあまり知られていないようなので、ここに簡単に紹介する。

重度身体障害者のコミュニケーション支援方法

この目的のために様々な補助器具があるが、四肢が使えず、音声や頭の自由な動きもできない重度の障害があると、ほとんどの装置が使えなくなる。視線が自由に動かせる場合は、50音を2次元に配置した透明文字盤を使用し、身体障害者の視線の方向を介助者が文字盤の反対側から読み取り、対応する文字を読み上げながら会話を行う。機械で視線を読み取る装置も開発されており、人手を介さずに文字入力が可能である。また、少しでも動く部位があれば諾否応答に使用でき、スイッチ(ボタン)を装着できれば、選択対象を順次走査して、ボタン押しのタイミングで文字入力や機器の操作、介助者の呼び出しをするこ

とができる。スイッチを押すタイミングが正確な人は、数秒で1文字を入力することができる。スイッチ操作ができない場合は、介助者が障害者のかすかな目の動きなどを観察して文字入力を行うこともある。

閉じ込め症候群

従来の補助手段は、筋肉による運動が少しでも可能である必要がある。全身の筋肉が使用できなくなった場合は、locked in(閉じ込め)状態と呼ばれ、意思表出が著しく困難になる。このような状況では、肛門括約筋の収縮や唾液のpH(レモンを口に含んだと想像する)を測定することで意思確認ができることがある¹⁾。しかしこれらは諾否応答ができるのみであり、思うことを自ら表出することができない。

閉じ込め状態では意識も落ちるのではないかという議論がある。閉じ込め状態が長い症例にBCIを使う試みは成功していない²⁾。疾患によっては前頭葉の変性も伴うため、重症例ではBCIを考慮する前に認知機能の評価が必要である。脳波では文脈に外れた単語に対して生ずるN400が参考になる。また、機能的MRIで運動等のイメージをするように教示してそれに対応した脳部位が活動すれば、認知機能がある程度保たれていると考えることができる³⁾。閉じ込めになる前からBCIを開始

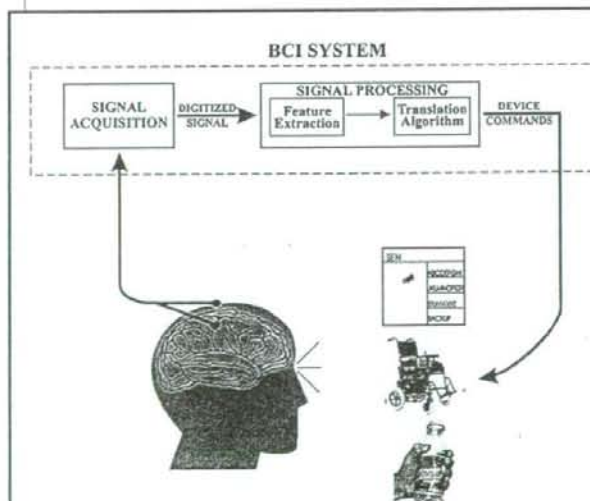


図1 BCIシステムの一般構成と動作(Schalkら¹⁰⁾より)

脳からの信号は頭皮上、皮質上、あるいは脳内に置いた電極から導出し、使用者の意図を反映する特定の信号(例えば誘発電位の振幅、感覚運動野のリズム、皮質神経細胞の放電頻度)を抽出する。抽出した特徴量は、機器の操作コマンドに翻訳される(機器としては、簡単なワープロプログラム、車いす、電動義肢など)。

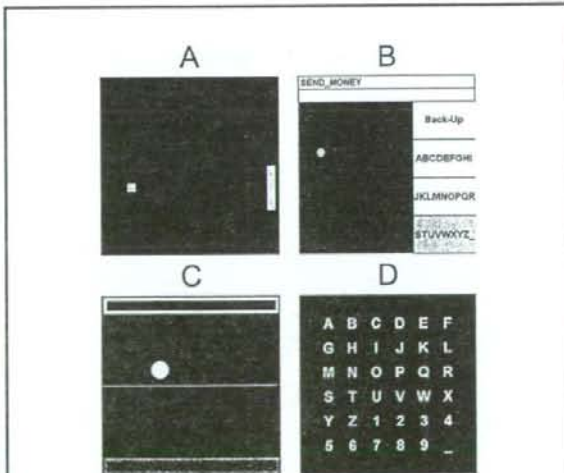


図2 BCI 2000の被験者用表示画面例(Schalkら¹⁰⁾より)

A) 感覚運動野のリズムでカーソルを可変数の目標に誘導する。B) 感覚運動野のリズムで単語を綴る。C) SCPで上か下を選択する。D) P300による綴り。AからCではカーソルは左から右に一定速度で移動し、垂直の動きは被験者の脳波から得た信号で制御される。Dでは行ないし列が試行毎にランダム順に光る。

し、日常的にコミュニケーションができていと認知機能も長く保たれるかどうかは、まだわかっていない。

脳活動の計測による意思伝達

技術的には脳機能を計測する方法はすべて意思伝達に適用可能であるが、実時間で制御する必要と家庭で使えることを考えると、現状では脳波(図1)と近赤外分光法に限定される。日本では両者とも市販され、福祉用具として補助対象であるが、使い方が難しく、本を出版したり講演をする人がいる一方で、有効活用されていないことも多い。海外では正確さと速度の確保を目指して、脳内埋め込み電極もヒトで試されている⁴⁾。近い将来には硬膜外ないし硬膜下電極が実用化されると思われる。

意思によって脳波を変化させる可能性は、運動準備電位⁵⁾により明らかになった。数週間の訓練によって運動準備電位様の皮質のゆっくりした電位は正負いずれにも制御できるようになり、これを slow cortical potentials (SCP) と称する⁶⁾。文字を入力するには、画面上で右に目標を置き、SCP でカーソルを上下に制御して、徐々に目標が左に移動する Dasher と呼ばれる方法⁷⁾や、カーソルの上下位置を脳信号で動かして文字を選択する方法などがある(図2B)。

意思を抽出する媒体に運動関連電位を使用すると、比較的自然な脳の働きが使えたと考えられ、SCP 以外に、 α リズム、 β リズム、 μ リズムなどが運動時に減弱(脱同期)する現象⁸⁾が利用される(図3)。 μ 波は独特な波形を示し、基本周波数が α 帯域に、高調波が β 帯域に出現する。複数の成分を使って2次元のカーソル制御することも試みられている。いずれの信号を

使うにしても、訓練で成績が向上する。

現在、BCIによる文字入力でも最も注目されている方法は、速い提示のP300である⁹⁾。P300は想定外の刺激があると大きくなる誘発反応であるが、長時間の使用では反応が減弱する。しかし175ms毎に刺激を出すことで、視覚誘発性の他の成分とP300が重なった波形になり、比較的長時間の使用でも安定した反応が得られる⁹⁾。視覚刺激は2次元に配置し(図2D)、行と列を不規則順で光らせる。被験者は入力したい文字に注目しているだけで、その文字が明るくなった直後のP300が大きくなる。15試行程度の加算平均で大半の被験者が正しい文字入力に成功する。パラメータを調整すると、4試行のみの加算平均で判定ができる者も多いので、1分に6~8文字程度の文字入力も可能である。筆者の所属施設でも、頸髄損傷者が同じ方法を用いて照明の操作と文字入力を100%の正確さで行った。

技術的背景

BCIの成功は、近年の雑音の少ない脳波計と記録方法の進歩に加え、信号処理技術の進歩と計算機処理パワーの増大によって必要な信号の実時間抽出処理が可能になったことによる。BCIの構築に必要なソフトウェアはBCI2000¹⁰⁾として非商用利用には無料でライセンスされ(図1)、世界で200施設以上が使っている。

判別アルゴリズムや使用電極数をどう減らすか、視覚が使えない場合にどうするかなど、技術的な改良はまだ必要であるが、すでに重度身体障害者が自宅で数ヶ月以上にわたって日常会話やe-mailのコミュニケーションに使用できるレベルになっている。閉じ込めになる前に使用開始すると、閉じ込めに行ってもコミュニケーションを長く保つ効果があるかどうかは、今後の研究に待たなければならない。

文献

- 1) Wilhelm B, Jordan M, Birbaumer N. Communication in locked-in syndrome: effects of imagery on salivary pH. *Neurology*. 2006; 67: 534-5.
- 2) Hill NJ, Laj TN, Schroder M, et al. Classifying EEG and ECoG signals without subject training for fast BCI implementation: comparison of nonparalyzed and completely paralyzed subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2006; 14: 183-6.
- 3) Owen AM, Coleman MR, Boly M, et al. Detecting awareness in the vegetative state. *Science*. 2006; 313: 1402.
- 4) Hochberg LR, Serruya MD, Friehs GM, et al. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature*. 2006; 442: 154-71.
- 5) Kornhuber HH, Deecke L. Hirnpotentialänderungen bei willkürbewegungen und passiven bewegungen des menschen: bereitschaftspotential und reafferente potenziale. *Pflügers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere*. 1965; 284: 1-17.
- 6) Kuebler A, Kotchoubey B, Salzmann HP, et al. Self-regulation of slow cortical potentials in completely paralyzed human patients. *Neurosci Lett*. 1998; 252: 171-4.
- 7) Ward DJ, MacKay DJ. Artificial intelligence: fast hands-free writing by gaze direction. *Nature*. 2002; 418: 838.
- 8) Makeig S, Delorme A, Westerfield M, et al. Electroencephalographic brain dynamics following manually responded visual targets. *PLoS Biol*. 2004; 2: e 176.
- 9) Sellers EW, Krusienski DJ, McFarland DJ, et al. A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biol Psychol*. 2006; 73: 242-52.
- 10) Schalk G, McFarland DJ, Hinterberger T, et al. BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004; 51: 1034-43.

1155

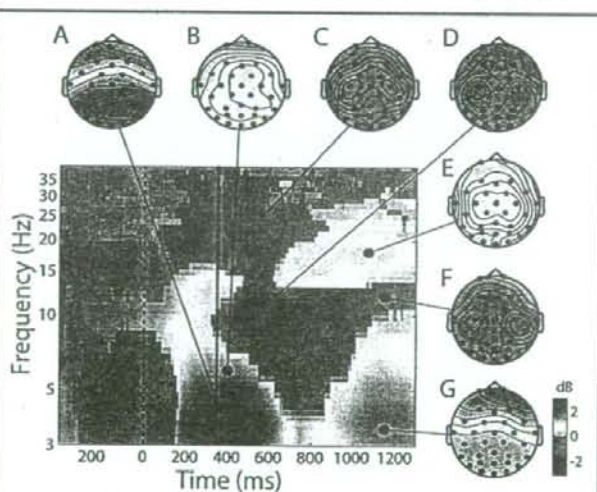


図3 被験者の運動応答に同期した表面脳波のスペクトル変化 (Makeigら⁸⁾より)

垂直の実線は運動反応時点を示す(反応潜時の被験者中央値352ms)。色スケール: 刺激前の基線レベルに対するデシベル変化。画像は、頭皮上全29電極の符号付きRMSパワー変化(最大級の眼球アーチファクトのみ除外)。頭皮マップは基線に対するスペクトラムのデシベル変化を示す(DOI: 10.1371/journal.pbio.0020176)。

The Development of a Brain Computer Interface Device for Amyotrophic Lateral Sclerosis Patients

Tomohiro Madarame

Department of Engineering Synthesis
School of Engineering, The University of Tokyo
Tokyo, Japan
madarame@sl.t.u-tokyo.ac.jp

Takenobu Inoue

National Rehabilitation Center for Persons with
Disabilities
Saitama, Japan
inoue@rehab.go.jp

Motoki Shino

Department of Engineering Synthesis
School of Engineering, The University of Tokyo
Tokyo, Japan
motoki@sl.t.u-tokyo.ac.jp

Hisaya Tanaka

Faculty of Informatics
Kogakuin University
Tokyo, Japan
hisaya@cc.kogakuin.ac.jp

Minoru Kamata

Department of Engineering Synthesis
School of Engineering, The University of Tokyo
Tokyo, Japan
kamata@mech.t.u-tokyo.ac.jp

Abstract—The objective of this research was to develop a brain computer interface (BCI) communication device for amyotrophic lateral sclerosis (ALS) patients. The device was designed to meet the needs of ALS patients, and to be used at a clinical level. Initial tests were performed by ALS patients, and the result was accounted for in the experimental production of the communication device. Lastly, the device was evaluated by able-bodied examinees and ALS patients. For able-bodied examinees, the device scored a high rate of correct sessions. When an ALS patient was the user, the correction rate was not as well, but it would have scored highly if a correct parameter was chosen.

Keywords—Amyotrophic lateral sclerosis; Brain-computer interface; P300; Event related potentials; Communication Aid Device

I. INTRODUCTION

A. Amyotrophic Lateral Sclerosis

Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS, sometimes called the Lou Gehrig's Disease) is a progressive disease caused by the degeneration of motor neurons [1]. Motor neurons are nerve cells that control voluntary muscle movement. The earliest symptoms of ALS are the weakness of muscles in arms and legs. Eventually, the patient will be unable to walk and be bedridden. As the respiratory muscles weaken, the patient and family must decide whether to use artificial respirators, or go into palliative hospice care. Since tracheotomy is needed to put patients on respirators, the patient will be unable to talk, and

further nursing care will be needed. It is said that most patients in the United States tend to choose hospice care; most Japanese patients decide to use respirators [2].

On the other hand, perceptual disorder and sensory impairment is uncommon for ALS patients. Patients would clearly understand what he/she is going through, making ALS mentally-challenging for patients. The loss of ocular movement and incontinence is not seen until the latest stages of the disease, making it possible to communicate with the movement of eyeballs after speech is lost.

As the stages of ALS go on and ocular movement becomes impaired, communication using conventional methods becomes highly limited. This state is called the minimal communication state (MCS). Finally, all voluntary muscle movements die out (Total Locked-in State, or TLS), and expression is completely lost. The sequence of the symptoms and the rate of disease progression vary from person to person.

The number of ALS patients are increasing each year; there are 7695 diagnosed patients in Japan as of 2006 [3]. Medical advances increased the average life expectancy of ALS patients. Therefore, the total number of ALS patients and the ratio of TLS patients are both rising.

B. Brain Computer Interface

Brain computer interface (BCI) is a direct interface between a brain and a computer device. Most BCI measures and analyzes electroencephalographic (EEG) activity as an input to

a device. BCI is expected to be used by ALS patients in MCS and TLS as a communication aid.

BCI is researched actively [4], but there are very few devices that could be used at a clinical level. This is because most BCI developments are done on a technological seeds basis, and the user's needs are not taken into consideration adequately.

C. The Aim and Significance

The aim of this research is to improve the quality of life (QOL) of ALS patients by developing a BCI communication aid device. The expected users of the device are ALS patients that are in MCS or TLS.

The novelty of this research is that the BCI communication aid device was designed to meet the needs of ALS patients. The data of ALS patients' EEG was used to design the device; the device has an easy-to-use interface for users without technical expertise to easily use the device.

The development of a BCI communication aid device enables patients to communicate with families, friends, and care personnel. Communicating with others and being a part of a society eases the patient's internal conflicts, and encourages him/her to fight against the disease. As stated above, the development of a communication aid device would improve an ALS patient's QOL.

D. The Outline

The communication aid device which was designed in this research uses the principle proposed by Inoue [5]. First, we extracted the principle's problematic area. Then, the objective of the initial experiment was extracted from those areas. The initial experiments were performed; we produced a communication aid device based on the results of the experiment. Lastly, the device was evaluated by able-bodied examinees and ALS patients.

II. THE PRINCIPLES OF THE BCI COMMUNICATION AID DEVICE

A. P300

The P300 signal is an event related potential which can be seen as a positive deflection in voltage of the EEG varying from 300 to 800 ms from the point of stimulus occurrence. P300 is emitted when a person makes a decision from several choices of stimuli. The P300 signal can be used to express the subject's intention by analyzing which stimulus the subject is paying attention to. The waveform of the P300 signal is shown in Fig. 1. The advantages of using P300 are that it is easy to detect and that the reaction is fast. The disadvantage is that external stimuli are needed to evoke P300 signals.

B. The Method to Determine the Subject's Selection

Inoue's principle uses the sounds of five Japanese characters as the stimuli. One character is presented each second randomly. The presentation continues for up to 100 seconds. (The five characters are presented for a total of 100 times.) The same character will not be presented consecutively. Each character will be presented at least once every eight seconds.

The subject reacts only to the character that he/she intends to choose by counting the number of times the intended character was presented. This provokes P300 signals only after the chosen character. No P300 signals are evoked by the other four characters.

The EEG is recorded at a sampling rate of 1000 Hz for a second after each stimulus presentation. The EEG is then amplified 10,000 times with an EEG amplifier. It is then filtered with a 0.1 Hz - 50 Hz analog filter. The signal is loaded into a computer via an analog-digital converter. The digital signal is then filtered with a 40 ms width moving average filter. If the EEG's voltage is higher than a threshold level, the EEG data is removed to prevent electro-oculogram signals from getting mixed in. The EEG is sorted into five groups according to the presented character.

The EEG's highest voltage during a specified span of time after the stimulus presentation is extracted. Each group of voltage that was derived by a character is compared with the voltage derived by the other four characters using a t-test. A character is hypothesized as the target stimulus. The null hypothesis is "The target stimuli's mean of the highest voltages is equal to the non-target stimuli's mean." The alternate hypothesis is "The target stimuli's mean of the highest voltages is higher than the non-target stimuli's mean." The character with the largest rejection rate is the selected character.

C. The Process of Choosing a Japanese Character

The Japanese language consists of 50 characters; each character is constituted from one consonant and one vowel. Thus a character can be specified from a set of a consonant and a vowel. (For example, a consonant "K" and a vowel "I" constitutes the character "KI".) There are ten consonants, and it can be divided into two halves, "A KA SA TA NA" and "HA MA YA RA WA". Table I shows the matrix of Japanese characters.

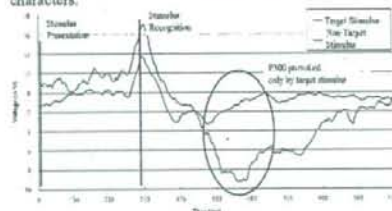


Figure 1. The waveform of P300 signals.

TABLE I. THE MATRIX OF JAPANESE CHARACTERS

First Half				
A	KA	SA	TA	NA
I	KI	SI	TI	NI
U	KU	SU	TU	NU
E	KE	SE	TE	NE
O	KO	SO	TO	NO

Second Half				
HA	MA	YA	RA	WA
HI	MI	YI	RI	WI
HU	MU	YU	RU	WU
HE	ME	YE	RE	WE
HO	MO	YO	RO	WO

1) *The First Character of a Character String:* Three steps of fivefold choices are used to choose a Japanese character.

a) *Step 1 (Specifying Which Half the Consonant Belongs to):* The character string "A I U E O" are the five stimuli. The five characters are presented randomly, and the user chooses the character he/she wants to express by counting the number of times the character was presented, hereby emitting P300 signals. If the consonant is in the first half ("A K A S A T A N A"), the user chooses "A", if the consonant is in the second half ("H A M A Y A R A W A"), the user chooses "I".

b) *Step 2 (Specifying the Vowel):* The five stimuli presented are "A I U E O". The user chooses the vowel that he/she wants to express.

c) *Step 3 (Specifying the Consonant):* The user chooses the consonant that he/she wants to express. If the first half was chosen in Step 1, the five presented stimuli are "O K E S U T I N A". If the latter half was chosen, the five stimuli are "H O M E Y U R I W A". The stimuli have different vowels so the stimuli could be distinguished easily.

The BCI combines the choices made in the three steps to specify one Japanese character.

2) *The Second Character or Later:* At the same time the user chooses the next character, the user can evaluate the previous character chosen by the system.

a) *If the Previous Choice is Correct:* The user chooses "A" or "I" from "A I U E O" in step 1 as stated above.

b) *If the Previous Choice is Completely Wrong:* The user chooses "O" from "A I U E O" in step 1. This choice deletes the character chosen previously. The user will start again from step 1.

c) *If the Previous Choice is Partly Wrong:* This is used when the three choices made in the previous character is correct for two steps, but wrong for one step. (For example, when the system chose "MO" when the user actually wanted to express "ME", the system was wrong only on step 3. An another example of a partly wrong choice is "TA" instead of "NA".) The user chooses "U", if the next character's consonant is in the first half or "E", if the next character's consonant is in the second half.

The process for step 2 and 3 are the same as stated above. The flowchart of the process to choose a Japanese character is shown in Fig 2.

III. THE PROBLEMATIC AREAS OF THE BCI PRINCIPLE

In order to be used at a clinical level, the principle of the BCI had several problematic areas. Those points are as follows.

A. Actual Usage by ALS Patients

The BCI communication aid device was envisioned for use by ALS patients. However, few ALS patients had tried to use the system. So there is a need for the system to be used and evaluated by ALS patients.

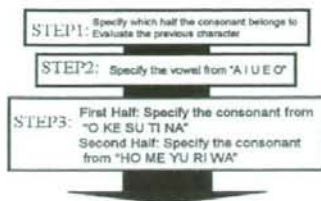


Figure 2. The process of choosing a Japanese character.

B. Determining the Optimum Analysis Parameter

Determining the optimum analysis parameter is crucial to score a high recognition rate. This is because the characteristic traits of EEG differ from person to person. Also, the same user can have different traits day by day. Furthermore, ALS patients can't withstand coordinating the analysis parameter for a long time. So, it is necessary to be able to automatically determine the optimum analysis parameter quickly without the help of a specialist.

C. Fast Character Selection

It is essential to select characters fast to have a desirable conversation and to tell the user's feelings. Also, it is vital because ALS patients can't bear stress for a long period of time.

The bit-rate can be calculated using the following equation.

$$\text{Bit-rate} = \left\{ \log_2 N + P \cdot \log_2 P + (1-P) \log_2 \frac{1-P}{N-1} \right\} \cdot M \quad (1)$$

N : The number of possible selections

P : Accuracy probability

M : The number of decisions per time

The bit-rate of the principle's prototype was 2.7 bits/min.

D. Easy-to-use Interface

The expected users of the device are not BCI specialists, so the manipulation must be easy. Inputs and program manipulation necessities must be kept at a minimum.

E. Auditory Guidance

The process of choosing a character is very complicated. The expected users are mostly blind; instructions shown on computer screens are not effective. An auditory guidance is a valid way to reduce confusion.

F. Feedback to the User

Advancement to the next step without knowing what the device selected in the step before makes the user confused. So, it is important to give feedback to the user. Also, feedback to the user enables him/her to use the device without the help of care personnel.

G. The Optimum Measurement Position

The electrode's position which best measures P300 had to be determined. The address is regulated by the 10-20 system of the International Federation [6].

IV. INITIAL EXPERIMENT BY ALS PATIENTS

A. Objectives

The Objectives of the usage experiment are as follows.

- To verify if the principles of the BCI is useful or not for ALS patients.
- To determine the best measurement position.
- To determine the best trial number.
- To verify how the optimum analysis range fluctuates.

B. Examinees

The examinees are three ALS patients A, B, and C. All three persons have been on a respirator for more than five years.

C. The Procedure of the Experiment

Before the experiment session, a character is designated to be the target stimulus. The examinee counts the number of times the target stimulus was presented. The presentation continues for one session, until the target stimulus and the non-target stimuli get presented for a total of 100 times.

The measurement position was Pz for all the sessions, and Pz and Cz both for 30 sessions of Participant B and Participant C. Each examinee underwent three days of BCI usage. Each day consisted of five to eleven sessions.

The system didn't analyze the data measured at the experiment site. The conclusion discussed in the next section was analyzed off-line at a later date.

D. Conclusion

1) *Measurement Position:* The analysis range was set to 300 - 700 ms, and the trial number was set to 100. The rate of sessions answered correctly in the sessions which both Pz and Cz were measured is shown in Table II.

Pz scored a higher recognition rate than Cz for both Participants A and B. Pz was adopted as the better measurement position.

2) *Trial Number:* The analysis range was set to 300 - 700 ms, and the measurement position was set to Pz. Fig 6 shows the graph relating the recognition rate to the trial number.

The recognition rate does not get higher after 70 trials for all the participants. The peak of Participant B is 60 trials; the peak of Participant C is 40 trials.

40 trials is adopted as the default trial number because the lesser the trial number is, the faster the selection becomes. The user will be able to change the trial number by hand from 40 to 70 trials.

3) Analysis Range

The trial number is set to 40, and the measurement position is set to Pz. All the sessions are analyzed in the exhaustive ranges shown in Table III.

The range that had the most correct sessions is shown in Table IV. The optimum range differs day by day. This implies

that when the measurement day changes, the optimum analysis range changes.

To exclude the sessions that couldn't provoke P300 signals, the sessions with more than ten ranges that answered correctly out of the 21 ranges shown in Table III are called high-scoring sessions. The number of the high-scoring sessions correctly answered by the day's optimum analysis range is shown in Table V. Almost all the high-scoring sessions are correctly answered by the day's optimum analysis range. This implies that the optimum analysis range does not fluctuate during the day.

The conclusion concerning the analysis range is summarized as follows. The optimum analysis range differs among the users and the measurement date, but the range does not fluctuate during the day.

TABLE II. THE RATE OF CORRECT SESSIONS BY MEASUREMENT POSITION

Examinee	Pz	Cz
Participant B	0.69	0.31
Participant C	0.29	0.24
Total	0.47	0.27

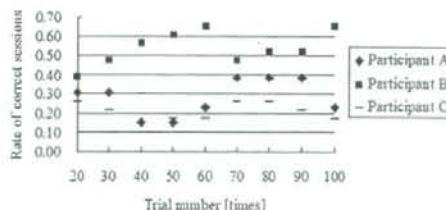


Figure 3. The recognition rate by trial numbers

TABLE III. THE EXHAUSTIVE ANALYSIS RANGES

Start (ms)	End (ms)	Start (ms)	End (ms)
Range 200 ms	1000	Range 100 ms	600
100	1000	100	600
Range 300 ms	1000	200	700
100	700	300	800
200	1000	400	900
300	1000	500	1000
Range 400 ms	1000	Range 400 ms	1000
100	600	100	300
200	900	200	400
300	1000	300	700
Range 500 ms	1000	400	800
100	700	500	900
200	1000	600	1000
300	1000		
400	1000		

TABLE IV. THE OPTIMUM RANGE BY DAY

Examinee	Day	Optimum Range (Start)	Optimum Range (End)
Participant A	Day 1	100	600
	Day 2	100	800
	Day 3	200	900
Participant B	Day 1	100	1000
	Day 2	200	900
	Day 3	300	700
Participant C	Day 1	600	900
	Day 2	100	600
	Day 3	100	900

4) The Effectiveness of the BCI Device in ALS Patients

Table VI shows the number of correct sessions and total sessions. The parameters used are 40 trials, measurement position set to Pz, and the optimal analysis range of the day.

Of all the sessions, the rate of the correct sessions is 57%. This rate is not bad concerning that the chance level is 20%, but not good enough for a Japanese character to be chosen, which needs three correct steps. However, the rate of correct sessions is very variable day by day. Each participant scored the lowest correct session rate on the third day. Supposed that the BCI device is not used in these low correct session rate days, the correct session rate for the first two days is 71%. So, the BCI device can be effective for ALS patients in the high correct session rate days.

V. THE EXPERIMENTAL PRODUCTION OF THE BCI COMMUNICATION AID

A BCI communication aid device was experimentally created. The problematic points cited in Section III were improved, and the parameters obtained in Section IV were adopted. The specifications of the BCI communication aid device are as follows.

A. Hardware

The hardware of the Japanese-character auditory stimulus BCI is structured by these devices.

- Notebook PC (Windows XP)
- Analog-digital converter (N.I. DAQ Card 6024E)
- EEG amplifier (Digitex lab BA1104-E)
- Disk-shaped electrodes (Nihon Kohden BE-910F)

The forehead is wired as the ground potential, and the difference of the electrical potential between Pz and the earlobes is measured. The difference is amplified and signal processed by the amplifier; it is loaded into the computer via an analog-digital converter.

B. Software

The EEG data loaded into the computer is analyzed with LabView by National Instruments. After the signal is filtered, the data of the specified analysis range is extracted. The highest voltage in the range is extracted. The extracted voltage is then sorted out by the presented character. Each stimulus character is hypothesized as the target character, and is t-tested between the other characters.

C. The Algorithm for Obtaining the Optimum Analysis Range

A set of preliminary tasks is conducted each day. "A I U E O" is presented for a session of 40 seconds. The user is asked to choose each character as the target character, requiring five sessions in total.

The rejection rate of the target stimulus is derived in all of the analysis ranges shown in Table II. If the analysis range correctly derives the target stimulus (if the target stimulus' rejection rate is the largest of the five stimuli), the rejection rate is added as the score of the analysis range. The scores of the five sessions are added up. The analysis range with the biggest sum is the range chosen as the optimum analysis range.

TABLE V. THE RESULT OF THE HIGH-SCORING SESSIONS WHEN ANALYZED BY OPTIMUM RANGES

Examples	Day	High-scoring sessions	Correct sessions	Rate (%)
Participant A	Day 1	2	2	100
	Day 2	2	2	100
	Day 3	1	1	100
Participant B	Day 1	7	7	100
	Day 2	2	3	150
	Day 3	3	3	100
Participant C	Day 1	3	3	100
	Day 2	3	3	100
	Day 3	6	5	83

TABLE VI. THE RECOGNITION RATE BY DAY

Examples	Day	Number of sessions	Correct sessions	Rate (%)
Participant A	Day 1	3	3	67
	Day 2	4	2	50
	Day 3	5	1	20
Participant B	Day 1	1	1	100
	Day 2	10	7	70
	Day 3	6	2	33
Participant C	Day 1	5	5	100
	Day 2	8	5	63
	Day 3	11	5	45
Total		53	30	57
Total of Day 1 & 2		31	22	71

D. Usability

The user is guided by audio throughout the preliminary task and the main character selection task. The chosen alternative is fed back also by audio to the user after every step. The device is automated so the user only needs to push the start button to choose characters if the user wants to use the default settings.

VI. TRIAL AND EVALUATION

A. Objectives

The objectives are to try out and evaluate the BCI communication aid by the following criteria.

- The accuracy and the speed of communication.
- The effectiveness of the algorithm for obtaining the optimum analysis range.
- The usability of the software.

B. Procedure

The main task of the tryout is to transmit three arbitrary Japanese characters. Before the main task, a preliminary task is conducted to obtain the optimum analysis range.

A presentation on how to choose the characters was given before the preliminary task. Also, an auditory guidance was given before each session.

C. The Results of a Trial by an Able-bodied Person

The examinee (Participant D) was a 23 year-old male. The trial number was set to 40.

1) The Accuracy and the Speed of Communication

a) *The Preliminary Task:* The chosen analysis region was 400 - 800 ms.

b) *The Main Task:* The characters that Participant D wanted to transmit was "TA KU YA". The BCI device chose the characters "TA KO* YA". ("KO" has an asterisk to

indicate that it was chosen in Step 1 of the third character that the second character is partly mistaken.) Eight of nine sessions made the correct choice. Although the choice was not completely correct, it is possible for the conversation partner to translate freely and imagine what the user wants to communicate.

It took 8 minutes for the preliminary task, and 12 minutes for the main task. The bit-rate was 13.6 bit/min.

2) *The Effectiveness of the Algorithm for Obtaining the Optimum Analysis Range:* The analysis ranges with the most correct sessions are 300 - 800 ms, 400 - 900 ms, and 400 - 800 ms. The three ranges were correct in eight out of nine sessions. The preliminary task chose 400 - 800 ms as the optimal analysis session, so the preliminary task was effective.

3) *The Usability of the Software:* Participant D stated that the rules of choosing the characters were hard to understand, especially the evaluation of the previous character. He also stated that the auditory guidance was a big help to understand the rules. The feedback of the previous choice allowed Participant D to choose the next target without confusion.

D. The Results of a Trial by an ALS Patient

The examinee (Participant B) was a 66 year-old male. The trial number was set to 60, because Participant B's rate of correct sessions had its peak at 60 trials.

1) The Accuracy and the Speed of Communication

a) *The Preliminary Task:* The chosen analysis region was 200 - 600 ms. It took eight minutes to derive the optimum analysis range.

b) *The Main Task:* The characters that Participant B wanted to transmit was "KA NI SU". The BCI device chose the characters "KI YU SI*". Three of nine sessions made the correct choice. It took 15 minutes to conduct the main task. The bit-rate was 3.6 bits/min.

2) *The Effectiveness of the Algorithm for Obtaining the Optimum Analysis Range:* The determination result of the main task by all of the analysis ranges are shown in Table VII. The optimum analysis ranges were correct in seven out of nine sessions. This implies that if the algorithm for obtaining the optimum analysis range is improved, the communication aid device would be effective for ALS patients.

3) *The Usability of the Software:* Participant B also stated that the evaluation of the previous character was hard to understand. Participant B said that the process of choosing characters was understandable because of the presentation beforehand and the auditory guidance.

VII. CONCLUSIONS

The aim of this research was to develop a BCI communication aid device for use by ALS patients that are in MCS and TLS. EEG of ALS patients was measured by conducting usage experiments. The design of the BCI communication aid was extracted from the conclusions of the usage experiments.

TABLE VII. THE DETERMINATION RESULT BY ANALYSIS RANGE

Start [ms]	End [ms]	First Character	Second Character	Third Character	Correct Sessions
100	1000	KO	NU	TU	6
100	900	KI	NU	TU	6
200	1000	KO	NU	SU	7
100	800	KI*	NU	TI	4
200	900	KO	NU	SU	7
300	1000	NO	NU	SU	6
100	700	NI	SU	SI	4
200	800	KI	NU	SI	6
300	900	KO	NA	SU	7
400	1000	KO	NA	SU	7
100	600	SU	YU	TI*	1
200	700	NI	SU	SI	4
300	800	NI	NA	SO	5
400	900	KI	NA	SU	7
500	1000	KI	NO	SU	7
100	500	YI*	YU	TI*	0
200	600	KI	YU	SI*	3
300	700	NI	NU	SI	5
400	800	Backspace	NA	SI	5
500	900	KI*	NA	SU	6
600	1000	KO	NO	SU	7

The algorithm of optimum analysis determination and the easy-to-use interface were emphasized on building the BCI.

The BCI communication aid device was tried out and evaluated. For able-bodied examinees, the device determined the optimum analysis range efficiently, and scored a high rate of correct sessions. When an ALS patient was the user, the device failed at choosing the optimum analysis range, but if the optimum analysis range was chosen, the device would have scored highly.

Another future goal would be to improve the detection method of P300. It is known that the amplitude of P300 signals is small for ALS patients [4]. At this point, only the point of the highest amplitude is evaluated. It would be better to evaluate the existence of P300 by searching for its waveform.

ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank the ALS patients who were so cooperative and helping to us. Also, thanks to the Japan ALS Association for coordinating our activities. This research wouldn't have happened without your help.

REFERENCES

- [1] Japan Amyotrophic Lateral Sclerosis Association (<http://www.alsjapan.org/>)
- [2] Hina Uenke, "Will You Put on Respirators?" Medica Publication, 2004
- [3] Japan Intractable Diseases Information Center (<http://www.ranbyou.or.jp/english/index.htm>)
- [4] Eric W. Sellers and Emanuel Donchin, "A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients," in *Clinical Neurophysiology* 117 (2006) 538-548, pp. 538-548.
- [5] Takenobu Inoue, "Development of ERP Based -Brain-Computer Interface using Audible Stimulation with Japanese letters," *Biomechanisms 19*, Keio University Press Inc., pp.197-209 (2008).
- [6] Sharbrough F, Chatrian GE, Lesser RP, Luders H, Nuwer M, and Picton TW. "American electroencephalographic society guidelines for standard electrode position nomenclature." *J Clin Neurophysiol*, 1991;8:200-2

聴覚刺激由来事象関連電位を利用した 意思伝達装置の開発

井上剛伸^{1†,3}, 田中久弥², 豊原昂³, 小竹元基³, 鎌田実³

¹国リハ研, ²工学院大学, ³東京大学大学院

要旨 本稿では, ALS (筋萎縮性側索硬化症) 患者を対象とした, BCI (ブレイン・コンピュータ・インターフェース) の開発について述べる. BCIは運動機能が著しく低下したALS患者のコミュニケーション手段として期待が大きいにもかかわらず, 技術主導の研究が多く, ニーズとのマッチングが十分ではないのが現状である. 本研究では, ALS患者を対象としたニーズ調査を行い, 日本語音声聴覚刺激として与えた際に誘発されるP300を検出するBCIのコンセプトを構築した. 本システムは日本語の五十音から, 5者択一課題により3段階で一文字を選択することができる. 健常者およびALS患者での文字選択実験から, 意思伝達装置としての実用性が示された.

キーワード: ALS, BCI, コミュニケーション, P300, 日本語文字選択

1. はじめに

近年, 身体障害者数の増加と障害の重度化が進んでいる. そのため, より重度の障害者のQOL向上を目指した取り組みが重要となっている. その中でコミュニケーションの確保は最も重要な課題であり, そのための意思伝達装置の開発が行われている. 重度の筋萎縮性側索硬化症(ALS)患者など, 利用できる運動機能が著しく低下している障害者を対象としたコミュニケーション手段として, Brain-Computer-Interface (BCI) が注目されている¹⁾. BCIは使用者の脳波や脳血流量を計測・解析し, インターフェースとして活用するため, 運動機能を必要としない点の特徴である.

福祉機器の開発には, 使用者の求める機能の調査・使用者個人に対する適合が欠かせない. しかし, 既存のBCIの研究は技術主導による研究が多く, 実用場面を考慮したものが非常に少ない. 一方, その対象となるALS等の患者の状態は重篤であり, BCIの実用化に対する期待は切実なものがある. そこで, 本研究ではALS患者を使用者として想定し, ニーズ調査を行うことで, 実用に近いBCIのコンセプトを立案することとした. そのコンセプトに基づき, 解決すべき課題を抽出し, 意思伝達装置の実現に向けた可能性の検討を行った.

2. ALS患者の生活実態とニーズの調査

2.1 ALSについて^{2,3)}

ALSの患者数は全国で約7000人と推定されている。ALSは筋肉を動かす運動神経細胞が壊死するために筋力が徐々に弱まる病気である。進行性の病気であり、やがて呼吸筋を含めた全ての随意筋活動が消失する。この状態をTotally Locked-in State (TLS)という。しかし、知覚・感覚機能が優されることは無いとされており、BCIの利用が効果的であると考えられる。

2.2 調査

ALS患者宅を訪問し、患者本人および介護者から生活状況やコミュニケーション方法などについて、半構造化面接による聞き取り調査を行った。調査時間は2時間程度であった。被検者は3名である。3名とも気管切開による人工呼吸器を使用していた。1名は足の指先や口の周囲、脛および眼球を動かすことができる状態であった(a氏)。2名は眼球を僅かに動かすことができる状態であった(b氏、c氏)。

2.3 調査結果

調査結果を次の5つの項目に従って整理した。

- 1) ALS患者の概況
- 2) 生活環境
- 3) 意思伝達の現状について
- 4) 意思伝達装置開発に向けたニーズ
- 5) 意思伝達装置開発に向けて注意すべき点

2.3.1 ALSの概況

日本ALS協会事務局で把握している数字では、ALS患者のうち、BCIのような運動機能を利用しない意思伝達装置を必要としているのは、現時点で100人程度と推定できる。また、医療の進歩とともにALS患者の寿命が延びていることから、今後その数は増加していくものと推測できる。

ALSの症状として、眼球運動障害がみられにく

いとされていたが、ALS患者の寿命が延びるに連れて眼球も動かしにくくなりMCS(コミュニケーションが極めてとりにくい状態 Minimal Communication State)、TLS(完全な閉じこめ状態 Totally Locked-in State)などの状態に移行する例が報告されていることが分かった。また、眼球運動については縦、横のどちらかにしか動かせないケースもあることが分かった。

2.3.2 生活環境

a氏は、非常に活動的であり、外出の頻度も多く、ほぼ毎日外出を行っていた。しかし、b氏、c氏のような重度の患者は、ベッド上での生活がほとんどである。ただし、週に1回程度は外出するようにしているとのことであった。また、数十分一度、痰の吸引などの介助が必要である。介助の体制は24時間体制がしかれていた。ベッド周辺には、人工呼吸器、吸引機、消毒用品などの医療機器が配置されている。

2.3.3 意思伝達の現状

a氏のように運動機能が利用できる場合は、顔の動きをつかったコミュニケーション法やスイッチによるコミュニケーションエイドを用いて、速く確実な意思伝達が可能である。また、コミュニケーションの内容も豊富であり、インターネットを通じたやりとりも行っている。運動機能が低下するにつれて、コミュニケーションの量・内容が制限されていく。b氏、c氏の場合、以前は文字盤やコミュニケーションエイドを使用していたが、現在は眼球のわずかな動きを用いて、対話者の質問にYes/Noで答えるのみであった。その部位も常に動かせるわけではなく、既存の脳血流測定を利用した機器「心語り」(エクセル・オブ・メカトロニクス株式会社)などを用いた意思伝達に活路を見出そうとしていた。

2.3.4 意思伝達装置開発に向けたニーズ

ニーズは、大きく分けて以下の7点にまとめることができた。

- ① 速くて正確な意思判定
- ② 文章による意思表現
- ③ 介助者による判断を可能とする機器
- ④ 訓練などが不要でなく、使用が簡便であること
- ⑤ 使用に際して、痛みや苦痛が伴わないもの
- ⑥ 能動的に信号を発することができる機器
- ⑦ 手術などを必要としないこと

a氏は現在スイッチ入力による正確かつ早い意思伝達を行っており、それと同等、もしくはそれ以上の速度と正確性を希望していた。b氏、c氏は、眼球をかくらうじて動かして意思伝達を行っており、正確性、速度ともに十分とは言えない。BCIの機能に対する要求は控えめであり、既存の機器よりも早く、正確なものという要求であった。

次に必要とされているのは、「Yes/No」ではなく、「文章として表現できる」意思伝達装置である。現状では、対話者が「してほしいことはあるか？」など、Yes/Noで答えられる質問を投げかけ、それに対して答えるという意思伝達となっている。これは、「心語り」なども同じである。これらを用いて、文章を作成することは不可能ではない。しかし、文章作成を目的とした装置ではないため、実際に応用するには時間がかかりすぎるのが問題となる。

意思伝達装置に100%の正確性が得られない場合、介助者の経験的な知識を活用して、介助者が判断することで、正確性を向上させることも有効である。文字盤などによるコミュニケーションでは、濁音はなくても、想像により単語を理解できるとの意見が得られた。また、「心語り」では、計測データがリアルタイムで表示され、その変化の様子を読み取ることで、介助者が独自に判断する場合があるとのことであった。

使用するには、訓練や練習が必要でないことが求められた。例えば、 β 波を利用したBCI装置では、特定の周波数領域の脳波を増大させることが必要となる。しかし、脳波を思い通りに変化させることは大変難しく、その方法も確立されていない。したがって、誰もが決められた条件で使える装置が求められている。

また、使用に際して苦痛を感じるものであってはいけない。意思伝達は日常的に行うものであるから、計測機の取り付けは簡便でかつ安全なものが要求されている。

a氏からは、自発的に信号を発したいという要求があった。問いかけや外部刺激による反応の必要なく、必要なときに確実に信号を送ることが求められる。実際、a氏の場合、介助者への聞き取り中にも、ナースコールで会話に割り込む場面が多く見られた。

a氏から、手術などはしたくない、との意見が得られた。手術の負担は、身体的にも精神的にも大きいものがあり、当事者としてはさげたいとのことであった。

2.3.5 装置開発において注意すべき点・問題点

TLS・MCSの患者は、視覚機能が制限されている。仮に眼球運動が可能であっても、焦点が合わせられているか分からない。開眼を続けると眼球が乾き負担が生じるなどの問題があり、モニターを使用するなど、見えていることを前提とした装置は使用困難である。また、視覚機能を使いすぎることは、現在動いている目の動きを悪くするのではないかの不安感も語られた。

次に、ベッドや周辺機器の状況から、大掛かりな装置の設置は難しい。また、外出することがある場合も含めて、小型、可能であるならば持ち運びが可能な装置が望ましい。装置の操作に当たっては、電極などの取り付けを含めて簡易なものとする必要がある。

3. BCI意思伝達装置のコンセプト立案

3.1 意思伝達装置への要求機能

ALS患者に対する調査結果を受けて、次のように要求機能を抽出した。

- ① 既存の機器よりも速い意思伝達速度
- ② 日本語の50音を選択できる
- ③ 意思判定の可視化により介助者が判断可能とする

- ④ 訓練が必要でなく、使用が簡便である
- ⑤ 痛みや苦痛が伴わない
- ⑥ 能動的に信号を発することができる
- ⑦ 運動機能および視覚機能を必要としない
- ⑧ 装置として小さい
- ⑨ 非侵襲である

3.2 脳活動の抽出方法

脳活動の抽出方法として、脳血流量計測、運動準備電位、P 300、 α 波・ β 波を比較した(表1)。

脳血流量計測を利用する方式はすでに「心語り」として市販されている。しかし、1回のYes/Noの判定に36秒を要し、使用者に遅いという指摘を受けている。実際に、使用者の思考と脳血流量の変化には時間遅れがあり、速い意思伝達装置の達成は難しいと考えられる。また、脳血流量を増減させる方法が確立されていない。

運動準備電位⁴⁾、運動を想起する際に現れるとされているが、測定が難しいため、実生活の中で測定を行い、意思判定を行うのは困難であると考えられる。また、運動機能を消失した障害者が利用できるかは確かめられていない。

P 300⁵⁻⁹⁾は、反応が早く、電位も大きいため測定がしやすいとされている。しかし、外部からの刺激が必要となり、自発的に信号を発することはできない。

α 波を制御する方法に α 波ブロッキングがあるが、瞼の開閉が必要であり、運動機能が必要となる。 β 波を使うものとしては市販品としてMCTOS(株式会社テクノス・ジャパン)が存在する。しかし、自ら脳波をコントロールするのは大変難しく、日本ALS協会への聞き取り調査の結果、現に

MCTOSの使用を諦めたALS患者も多いとのことであった。よって、意思伝達装置には不適であると考えた。

以上から、能動的な信号を発することはできないという欠点があるものの、その他の要求機能を満たす可能性があるP 300に着目した。能動的な信号発信は、被検者aから得られた結果であり、今回対象とするTLSに近い状態(b氏、c氏)に比べると軽度である。本来無視できないニーズではあるが、文字選択による意思表示の自由度の向上を重視し、脳波抽出方法としてP 300を利用することとした。また、これまでの、P 300を用いたBCIのシステムは、視覚刺激を用いたもののみであり、今回の対象者での使用は困難である。そこで、聴覚刺激を用いる方法を検討することとする。

3.3 開発する装置のコンセプト

以上の検討を基に、次のようにコンセプトを決定した。

- ① 表面電極による脳波計測
 - ② 事象関連電位P 300の利用
 - ③ 聴覚刺激によるP 300の誘発
 - ④ 日本語5音の提示による五者択一課題の採用
- まず、手術などの身体的・精神的負荷を避けるために、非侵襲を条件とし、表面電極による脳波の計測を利用することとした。

脳活動の抽出方法は、前述の通りP 300を検出することとした。ここで、対象となる重度のALS患者では、視覚機能を必要としないことが要求機能としてあがったため、P 300誘発のための刺激には聴覚刺激を用いることとした。

表1 脳活動抽出方法の検討

脳波	自発脳波	α 波・ β 波	能動的・遅い・訓練が必要
	事象関連電位(ERP)	運動準備電位 P300	能動的・早い・検出難 検出(比較的)易・早い・受動的
血液量	脳血流量変化量(NIRS)	高負荷状態 リラックス状態を判別	装置が小さい・検出しやすい 遅い

STEP1: 子音が「前半」or「後半」

STEP2: 母音「あ・い・う・え・お」

STEP3: 前半: 子音「あ・か・さ・た・な」
後半: 子音「は・ま・や・ら・わ」

図1 文字選択の流れ

また、自ら文章を作成して意思表示を行うことを目指し、日本語の一字を刺激として使用することとした。さらに、五十音表から一字を選択するために、図1に示す方法を採用することとした。まず、選択したい文字がア行からナ行(前半)にあるか、ハ行からワ行(後半)にあるかを選択する。次に、母音を選択し、最後に子音を選択する。この方法では、STEP1では二者択一課題、STEP2および3では五者択一課題を実現する必要がある。

システムのコンセプトを図2に示す。

3.4 装置開発に向けた課題

P300を誘発する典型的な方法は、オッド・ボール課題である。オッド・ボール課題では、出現比率の違う2つの単音刺激を被験者に提示する。出現比率の低い刺激を標的刺激、もう一方を非標的刺激と呼ぶ。被験者は、標的刺激の回数を数えるなど、標的刺激に対して選択的注意を働かせる方法である。

オッド・ボール課題と比較して、開発を行う装置について以下の点を確認する必要がある。

- ① 3つ以上の刺激から、1つに対して反応できるか
- ② 日本語音声刺激として誘発可能か
- ③ 刺激を等確率で出現させた場合、誘発可能か

これまでに、日本語単音刺激に対するP300の誘発に関する報告がなされていないため、以上の課題を確認する実験を行った。

4. 日本語聴覚刺激に対するP300の検出

4.1 実験方法

被験者は、男子大学生1名(被験者d)である。実験装置は日本光電製脳波計MEB9100を使用した。脳波計内で0.1 Hz-50 Hzのアナログフィルタ処理を行い、2万倍に増幅した。脳波計より外部出力した電圧をキーエンス社NR2000で記録した。測定部位は国際10-20法に基づき、単極導出法でPzを測定した。また、眼電位を測定し、眼電位が混入したと考えられるデータは解析から除外した。実験には使用環境を想定し、シールドルームではなく、通常の実験室を用いた。日本語音声刺激は、NTT-ITの合成音声プログラム「Fine-voice」¹⁰⁾を用いて作成した。刺激音はヘッドホンを通して与えた。被験者には椅子と足置きを用意し、楽な体勢をとらせ、実験中は目を閉じ、できるだけ眼球を動かさないように指示した。また、指定した刺激に対して刺激の回数を数える計数課題を課した。刺激は1秒に1回とし、提示する音の組から、ランダムに音が発せられる。標的刺激が20回出現するまでを1セッションとして実験を行った。

実験条件を表2に示す。実験条件(a)から(d)は単音による実験であり、(e)から(g)は日本語音声による実験である。実験条件(a)は標準的なP300の検査に用いられるオッド・ボール課題である。刺激音は1 kHzと2 kHzを使用し、標的刺激を2 kHz

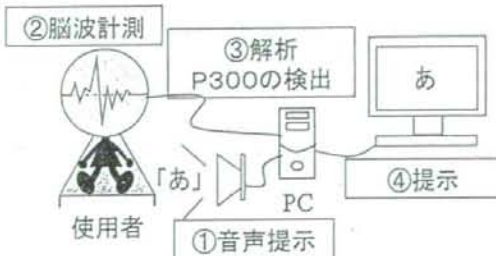


図2 意思伝達システムのコンセプト

表2 P300検出実験条件

実験条件	刺激の種類	出現確率 (標的: 非標的)
(a)	1kHz/2kHz	20:80
(b)	1kHz/2kHz	50:50
(c)	1kHz/2kHz/4kHz	20:40:40
(d)	1kHz/2kHz/4kHz	33:33:33
(e)	ア/ウ/オ/ア/オ	20:80
(f)	ア/ウ/オ	20:40:40
(g)	ア/ウ/オ	33:33:33

とし80%の確率で出現するよう設定した。条件(b)は条件(a)と同じ刺激音で、出現確率を50%としたものである。条件(c)と(d)は3音の刺激に対するP300の誘発に関する実験であり、(c)は標的刺激の出現確率を20%、非標的刺激の出現確率をそれぞれ40%としたものである。(d)は3つの刺激の出現確率を等しく33%と設定した。実験条件(e)は日本語の“ア”、“ウ”、“オ”を刺激音とし、それらの2音の組み合わせに対するP300の誘発を検証した。刺激音の出現確率は、標的刺激が20%となるように設定した。条件(f)と(g)は、3音の刺激に関する実験であり、(f)は標的刺激の出現確率を20%に設定し、(g)は3音が等確率となるように設定した。

4.2 評価指標の定義

計測した単一の脳波に対して、刺激発生後200ms-600ms区間中の最高値をP300と想定して抽出した。得られたデータを母集団とし、「標的刺激に対する脳波の最高値の平均と、非標的刺激に対する脳波の最高値の平均値は等しい」という帰無仮説を棄却する確率として、棄却率を評価指標として定義した。

t検定は、母分散が等しいかにより異なる検定方法が用いられる。本研究においては、分散が等しくないとした場合の検定方法であるウェルチの検定を用いた。表3の記号を用いると、

$$s_1^2 = \sum (X_i - \bar{X})^2 / (m-1) \quad (1)$$

$$s_2^2 = \sum (Y_i - \bar{Y})^2 / (n-1) \quad (2)$$

となり、帰無仮説が正しい場合、

$$t = \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{\sqrt{\frac{s_1^2}{m} + \frac{s_2^2}{n}}} \quad (3)$$

表3 評価指標定義のための記号

	標的刺激	非標的刺激
解析値(標本)	X_i	Y_i
刺激の数(標本数)	m	n
解析値の平均(標本平均)	\bar{X}	\bar{Y}
解析値の分散(標本分散)	s_1^2	s_2^2

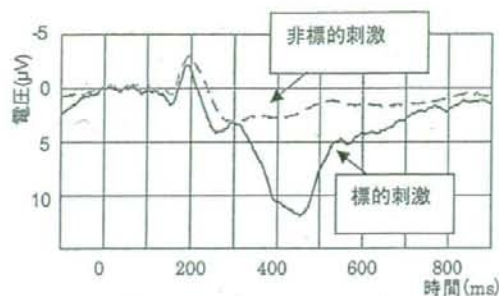


図3 実験条件(a)により得られたP300波形

$$\sqrt{\frac{s_1^2}{m} + \frac{s_2^2}{n}}$$

は、自由度が

$$v = \frac{(s_1^2/m + s_2^2/n)^2}{\frac{(s_1^2/m)^2}{m-1} + \frac{(s_2^2/n)^2}{n-1}} \quad (4)$$

に最も近い整数 v^* の自由度の t 分布 $t(v^*)$ に従う。この t 分布が標本の差の確率密度関数を表す分布であり、 t 値の範囲内の割合が仮説を棄却できる確率となる。つまり、分布におけるこの値が棄却率を表す。本研究においては、この棄却率を評価指標として用いることとした。

4.3 単音刺激に対するP300の検出

実験条件(a)における加算平均後の計測結果を図3に示す。どちらの脳波も、刺激発生から約200ms後にピークを迎える陰性反応があった。これはN200と呼ばれる成分で、聴覚刺激を認識していることを示している。標的刺激に対する脳波にのみ、刺激発生から約450ms後にピークを迎える陽性反応がある。これがP300と考えられる。標的刺激と非標的刺激間の棄却率は99%以上であり、有意に判別できることを確認した。

条件(b)では棄却率が80%となり、有意な差は認められなかった。したがって、標的刺激と非標的刺激が等確率の場合、P300は検出しにくいとの結果

表4 3音刺激による実験結果

(実験条件) 出現確率	標的刺激音		
	1kHz	2kHz	4kHz
(c) 20:80:80	99%	99%	99%
(d) 33:33:33	98%	50%以下	99%

が得られた。

3音を刺激とした場合の棄却率の結果を表4に示す。標的刺激の出現確率を20%とした場合(c)、いずれの音に対しても、非標的刺激との棄却率は99%以上あり、有意な差が見られた。また、それぞれの刺激を等確率で提示した場合(d)は、1kHz、4kHzの音を標的刺激とした結果は98%、99%と高い棄却率を示したが、2kHzの音を標的刺激とした場合には、50%未満の棄却率となり、判別が難しいという結果が得られた。実験終了後の被験者への聞き取りから、2kHzの音は他の音と区別しにくかったとの回答が得られ、この点が影響しているものと考えられる。

以上の結果より、刺激音を3音とした場合でもP300の検出が可能であることが示された。出現確率を等しくした場合も検出は可能であるが、標的刺激音が非標的刺激音と区別しにくい場合はP300の検出は難しく、その点を考慮する必要があることが示された。

4.4 日本語音声刺激に対するP300の検出

日本語音声2音を刺激として提示した実験条件(e)における、仮説棄却率のデータを表5に示す。“ア”と“ウ”、“ア”と“オ”の組み合わせについては、いずれも95%以上の棄却率を示しており、標的刺激と非標的刺激における脳波データに、有意な差を認めることができた。しかし、“ウ”と“オ”の組み合わせについては、“ウ”を標的刺激とした場合で94%、“オ”を標的刺激とした場合で50%以下という結果となり、判別が難しいという結果が

表5 日本語音声2音を刺激としたときの実験結果

		非標的刺激		
		ア	ウ	オ
標的 刺激	ア		99%	99%
	ウ	99%		94%
	オ	95%	50%以下	

表6 日本語3音を刺激としたときの実験結果

(実験条件) 出現確率	標的刺激音		
	ア	ウ	オ
(f) 20:80:80	99%	99%	50%以下
(g) 33:33:33	99%	50%以下	50%以下

得られた。被験者に対する実験後の聞き取りでは、“ウ”と“オ”は区別がつけにくかったとの指摘があり、この点が原因と考えられる。

以上の結果から、日本語音声刺激とした場合でも、P300の検出が可能であることが示された。しかし、標的刺激と非標的刺激が区別しにくい音であった場合には、P300の検出は困難であり、考慮が必要である。

3音を刺激音とした場合の結果を表6に示す。標的刺激の出現確率が20%の場合(f)、“ア”と“ウ”を標的刺激とした結果は99%と有意な差を示したが、“オ”を標的刺激とした結果は低い棄却率となった。また、各刺激の出現確率を等確率とした場合(g)、“ア”を標的刺激とした場合は高い棄却率を示したが、“ウ”と“オ”を標的刺激とした場合は十分な棄却率が得られなかった。この点に関しても、刺激に使用した“ウ”と“オ”の区別が付きにくかったことが原因と考えられる。

以上の結果より、日本語音声3音を刺激として提示した場合も、P300の検出が可能であることが示された。また、刺激音の出現確率を等しくした場合も、P300の検出の可能性が示された。

4.5 刺激音の特性とP300の検出

4.4項の実験結果より、“ウ”と“オ”の音声の区別が付きにくいことにより、P300の検出が阻害されている点が指摘された。そこで、刺激音のホルマント分析を行ったところ、図4のような結果を得た。この結果から、“ウ”と“オ”の第一、第二ホルマントは近い値を示していることがわかり、区別しにくい刺激音であったことが示された。

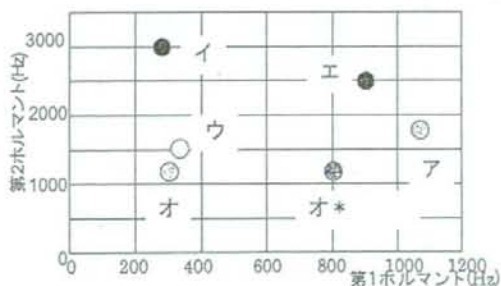


図4 刺激音声のホルマント分析

この結果を受けて、“オ”の刺激音を高音の“オ”として、実験条件(f)の実験を行った。その結果、棄却率はすべて99%となり、判別しやすい刺激音を使用することにより、P300の検出が可能となることが示された。

5. 文字選択への拡張

5.1 文字選択課題への拡張方策

4章の結果を受けて、日本語聴覚刺激に対するP300による、文字選択課題の実現可能性を検討した。そのために、以下に示す点を確認事項として抽出した。

- ① 5文字からの選択可能性の確認
- ② 個別対応に向けた解析手法の確認
- ③ 文字選択の実現
- ④ ALS患者での検証

①、②については、“アイウエオ”、“アカサタナ”、“ハマヤラワ”からの五者択一課題実験を実施し、判定指標、刺激回数、解析範囲を変えたときの認識率を検討した。③については、被験者に実際に文字を選択させ、単語を作成する実験を実施した。④については、ALS患者による文字選択実験を行

うことで、検証を行った。

5.2 計測システムの構築

日本語5音提示による意思判定を評価するため、計測装置を構築した。ここでは、ALS患者宅での計測を想定し、小型化を図るとともに、判別結果をリアルタイムで表示する機能をもつソフトウェアを作成した。装置は、血電極(脳デジテックス研究所BA-U412)、ノート型PC、脳波計測用小型アンプ(デジテックス研究所BA1104-E)、A/D変換ボード(ナショナルインスツルメンツDAQ Card 6024E)で構成した。刺激は「アイウエオ」「アカサタナ」「ハマヤラワ」の3組を準備した。刺激は1秒に1回、5音からランダムに発せられ、全体で100回刺激が提示される。脳波は1Hz-8Hzのバンドパスフィルタを通して記録する。眼電位の混入を防ぐために、計測した脳波の振幅が設定値より大きくなった場合、そのデータは解析から除外する。

計測用ソフトウェアはナショナルインスツルメンツ社LabVIEWを用いて作成した。このソフトウェアでは、以下の計測条件の設定を行う。

- ・刺激の種類
- ・刺激の提示回数
- ・フィルタリング周波数
- ・データ解析範囲
- ・眼電位設定値

また、脳波の生波形、フィルタ処理後の波形、5種類の刺激のそれぞれに対する加算平均波形をグラフ表示するとともに、以下の5種類の判定指標を表示する(図5)。

(A) 最高値の有意差検定値：第4章で示した指標と同じである。ある1つの刺激に対する反応の集団を、刺激音に対する脳波に対して、指定した解析範囲から最高値を抽出する。得られた最高値を、刺激音種ごとに区分する。各刺激音が標的刺激であったと仮定し、他の4種との有意差検定を行う。有意差が最も大きい、すなわち仮説棄却率がもっとも高いものが、選択されたものであるとみなす方法である。

(B) 棄却率95%で推定される最高値：(A)と同

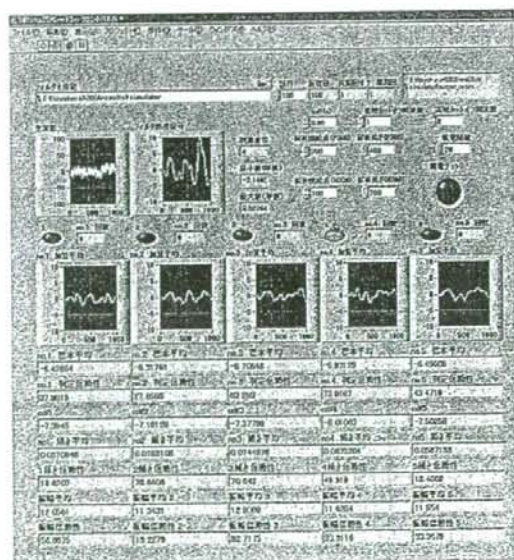


図5 計測ソフトウェアの表示画面

表7 アイウエオの選択結果 (被験者d)

判定指標	判定条件																			
	(A)				(B)				(C)				(D)				(E)			
提示回数	25	50	75	100	25	50	75	100	25	50	75	100	25	50	75	100	25	50	75	100
ア	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
イ	x	o	o	o	x	o	o	o	o	o	o	o	x	x	x	x	x	o	o	o
ウ	x	x	x	x	x	x	o	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
エ	o	o	o	o	o	o	o	x	o	x	o	o	x	x	x	x	o	o	x	o
オ	o	o	x	o	x	o	o	o	x	x	x	o	x	x	x	x	x	o	o	o
認識率 (%)	40	60	40	60	20	60	80	40	40	20	40	60	0	0	0	0	20	60	40	60
ア	o	o	o	o	x	o	x	o	o	o	o	o	x	x	x	x	x	o	o	o
イ	o	o	o	o	x	x	x	o	o	o	o	o	o	o	x	o	o	o	o	o
ウ	x	x	x	o	x	x	x	o	o	o	x	o	x	x	x	x	x	x	x	o
エ	o	o	o	x	o	o	x	x	o	o	o	x	x	o	o	x	o	o	o	x
オ	x	o	x	x	o	o	o	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	o	o	x
認識率 (%)	60	80	60	60	40	60	20	60	80	80	60	60	20	40	20	20	40	80	80	60
ア	o	o	o	x	x	o	x	x	o	o	o	x	o	x	x	x	o	o	o	x
イ	o	o	x	o	o	o	o	o	o	o	x	o	x	x	x	x	o	o	x	o
ウ	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
エ	x	o	x	o	x	o	o	x	x	x	x	o	o	x	x	x	x	x	x	o
オ	o	o	o	o	x	x	x	o	o	o	o	o	x	x	x	x	o	o	o	o
認識率 (%)	60	80	40	60	20	60	40	40	60	60	40	60	40	0	0	0	60	60	40	60
全認識率 (%)	53	73	47	60	27	60	47	47	60	53	47	60	20	13	7	7	40	67	53	60

様に刺激種ごとに最高値を収集する。それを標本集団と捉え、母集団の平均値を推定する。すなわち、母集団平均 $\mu > x$ を帰無仮説とした検定を行い、95%の仮説棄却率となる x を導く。その推定された平均値 x が最も大きいものが選択されたものと判定する方法である。(A)の方法では、1つの刺激に対する反応と残りの4つの刺激に対する反応を比較することになるが、この方法では各刺激を独立した形で比較することができる。

(C) 最高値の平均値：最高値の取得方法は(A)と同じである。分散を考慮せずに、最高値の平均値を導き、そのまま比較する方法である。平均値が最も大きいものが選択されたものと判定する。

(D) N200-P300の傾きの有意差検定値：P300に加えて、N200を利用した判定法である。P300の解析範囲とは別に設定した解析範囲から最低値を抽出する。最高値については(A)と同様に行う。最低値と最大値の振幅、時間差から、傾きを求める。得られる傾きについて、(A)と同様に有意差

検定を行う。仮説棄却率が最も大きいものが選択されたものと判定する。

(E) N200-P300の振幅の有意差検定値：(D)と同様に、最大値・最低値を抽出し、振幅を計算する。この振幅の値を(A)と同様に有意差検定を行い、仮説棄却率が最も大きいものが選択されたものと判定する。

5.3 母音選択課題の結果

大学生5名(男性4名、女性1名)の被験者により、「アイウエオ」から一文字を選択する実験を行った。被験者には椅子と足置きを用意し、楽な体勢をとらせ、実験中は目を閉じ、できるだけ眼球を動かさないように指示した。また、指定した刺激に対して刺激の回数を数える計数課題を課した。刺激提示回数は100回とし、「ア」、「イ」、「ウ」、「エ」、「オ」の5種類の刺激がランダムにかつ、それぞれ20%の確率で出現するように設定した。

また、個人に適した意思判定方法を考察するた

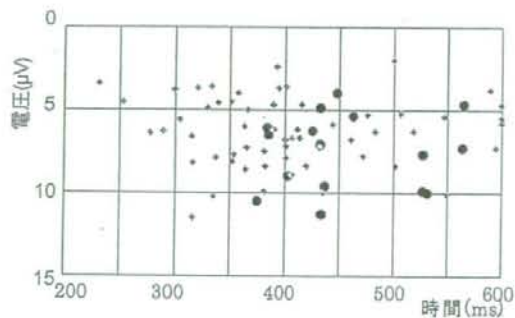
め、意思判定方法（前項（A）～（E））・刺激提示回数（25回、50回、75回、100回）を条件として結果を検討した。結果は、各条件により判定指標を計算し、その値が最も大きいものを選択された文字として判定し、その結果を基に、判定した文字が標的刺激であった確率を、認識率として計算した。解析範囲は200ms-600msとした。

表7に被験者dの認識結果を示す。「ア」から「オ」までを1試行とし、3試行を行った結果である。最も高い認識率を示したものは、（A）最高値の有意差検定値を判定指標とし、刺激回数50回までのデータから解析した場合で、73%であった。N200-P300の傾きを用いた判定方法（D）の認識率は低い値となった。

各被験者の試行を行った回数、行ったすべての試行から算出した認識率の最高値、その認識率を示したときの判定条件を表8に示す。認識率は50%から80%であり、被験者によりばらつきが見られる。最も高い認識率を示した判定条件は、（A）の方法が最も多く、また、最高値を解析対象とする方法（A、B、C）が、すべての被験者において、高い認

表8 アイウエオの選択課題判定結果

被験者	試行	認識率	判定指標-提示回数
d	3回	73%	(A)-50回
e	3回	66%	(A)-100回, (C)-100回
f	1回	80%	(B)-50回
g	2回	50%	(A)-25回, (A)-75回, (B)-75回, (C)-25回, (E)-25回
h	3回	66%	(A)-50回



● : 標的 ◇ : 非標的
図6 被験者dのP300の潜時

表9 解析範囲の設定による認識率

被験者	解析範囲	認識率	判定指標-提示回数
d	350-600	86%	(A)-50回, (B)-50回 (B)-100回
e	300-500	73%	(B)-75回
f	350-500	80%	(B)-25回
g	350-450	50%	(B)-100回
h	300-500	60%	(A)-75回, (B)-50回 (B)-75回, (B)-100回

識率となることが示された。刺激提示回数は、50回で最高の認識率を示した被験者が3人いたが、被験者によりばらつきは見られた。50回で最高値を示した被験者では、集中力が持続せず、50回以降で認識率が低下したものと考えられる。

5.4 解析範囲の変更による認識率の変化

解析範囲を変更することによる、認識率への影響を検証するために、P300の潜時を解析した。図6に被験者dの200ms-600msの範囲での電圧の最大値とその潜時のグラフを示す。標的刺激に対する最大電圧値の潜時は、350ms-600msの間に散在している。これを受けて、解析範囲を350ms-600msに設定し、認識率の計算をやり直した。他の被験者についても同様の手順により、認識率を再計算した。その結果を表9に示す。被験者d、eでは、認識率の向上が見られ、被験者f、gでは同じ値、被験者hでは低下が見られた。すべての被験者で効果が見られるというわけではないが、被験者dでは、解析範囲の変更により認識率が86%まで向上しており、「アイウエオ」の五者択一課題においては最も高い認識率を示すに至った。

5.5 子音選択課題の結果

被験者dに対して、「アカサタナ」と「ハマヤラワ」を選択する実験を行った。刺激提示回数を50回、解析範囲を刺激発生後350ms-600ms、意思判定指標（B）による判定を行ったところ、正答率は100%に達した。「アイウエオ」の選択とあわせて、母音と子音を選択し、50音から1文字を選ぶことができることがしめされた。

5.6 単語作成課題

意思伝達の可能性を探るべく、被験者 d について、「今日の夜は何が食べたいか?」という質問を投げかけ、回答を求める実験を行った。ただしここでは、3文字の食べものを答えるように指示した。単語作成課題に際し、事前に認識の良い判定条件を探索し、解析範囲 200 ms-600 ms、刺激提示回数 100 回、判定方法 (C) で意思判定を行った。

まず、五者択一課題「アイウエオ」を用いて 50 音の前半か後半かを決めさせた。「あかさたな」なら「ア」、「はまやらわ」なら「イ」を選択するように指示した。このとき、仮に「ウエオ」のどれかが選ばれた場合でも、「ア・イ」のうちより仮説棄却率が高いほうを選ばれたと判定した。次に、「アカサタナ」または「ハマヤラワ」を行い、子音を決定した。最後に「アイウエオ」を行い、母音を決定した。3文字分の意思判定を行うのに、約 20 分を要した。

実験の結果からは「のてん」と判読できた。被験者 d は、「おでん」を伝えようとしていた。つまり、1文字目における 2 回目の選択で「ア」を選択

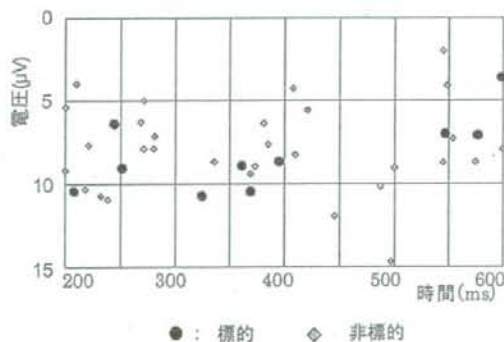


図7 ALS患者のP300の潜時

表10 ALS患者での認識率

判定指標	提示回数			
	25回	50回	75回	100回
(A)	66%	66%	66%	100%
(B)	66%	66%	100%	100%
(C)	66%	66%	66%	100%
(D)	66%	66%	33%	66%
(E)	66%	66%	66%	33%

していたが、「ナ」と誤判定していた。これによる認識率は 89% であった。対話者の意識が必要とはなるが、このような意思伝達が可能であることが示された。

5.7 ALS患者を対象とした検証

最後に、ALS患者で「アイウエオ」を選択する実験を行った。被験者は50代の女性である。人工呼吸器をつけており、指をわずかに動かせるほか、眼球を動かすことができる状態であった。現在は介護者の質問に対して眼球を動かすことでコミュニケーションを行っていた。ベッドに寝た状態で、開眼したまま実験を行った。電極は枕との干渉を避ける位置として、国際10-20法のCz部位に取り付けた。また、音声刺激はヘッドホンを通じて提示した。

まず、標準的なオッド・ボール課題を用いて P300 が誘発可能であるかを試した。試行は 2 回行った。仮説棄却率は 66%、50% 未満だった。途中、眼球が動く場合が多く、多くのデータがはじかれてしまう結果となった。続けて、「アイウエオ」から「ア」を選択する課題を 2 回、「イ」を選択する課題を 1 回行った。健常者の場合と同様に、P300 の潜時の分布より解析範囲を設定した。潜時の分布を図 7 に示す。分散が大きいが、300 ms-400 ms に潜時を持つものが P300 と考え、解析範囲を 300 ms-400 ms とした。そのときの結果を表 10 に示す。いくつかの判定条件では 3 回中 3 回を正しく判定した。

6. 意思伝達装置の可能性

3.1 で求めた 9 つの要求機能のうち、②日本語の 50 音を選択できる、⑦運動機能および視覚を必要としない、⑨非侵襲であるの 3 点については確認することができた。これらを満たす既存の BCI 製品は存在しない。③判定の可視化についても、図 5 に示すように判定結果を数値で表すことで、介助者の判断を可能とした。

①の速度については、意思伝達速度を次式¹¹⁾にて

計算した。

$$\text{Bit-rate} = \left(\log_2 N + P \log_2 P + (1-P) \log_2 \left[\frac{(1-P)}{(N-1)} \right] \right) \times M \quad (5)$$

ここで、 N は選択可能数、 P は正確さ、 M は時間当たりの意思決定回数である。その結果、既存の「心語り」は正確さ80%であり、情報伝達速度は0.5 bit/minであった ($N=2$, $P=0.8$, $M=1.7$)。これに対し今回提案する方法は、表9に示される被験者dの結果を基に86%の正確さ、刺激回数を50回とした場合、1.7 bit/minとなり ($N=5$, $P=0.86$, $M=1.2$)、「心語り」よりも早い結果となった。

また、⑤痛みや苦痛については、痛みは特にないものと考えられるが、苦痛については今後の検討が必要である。④訓練の必要性、⑥能動的な発信⑦小さい装置については、今後の検討課題として残されている。

これらの結果より、意思伝達装置として応用できることが示めされた。しかし、まだまだ課題も残されている。正確さについては、個人差や日によっての変動など、多くの影響要因があり、今後の検討が必要である。ALSの問題の重篤さを考慮し、特定の人にある程度の正確さを確保し、生活の中でどの程度使えるのかを確かめることを優先して検討を進めることが必要と考える。今後はALS患者で継続的なデータ収集を行い、信号処理の手法などの検討を行い、さらなる実用性の評価を行う予定である。

6. 結 論

本研究では、TLSに近いALS患者を対象とし、その生活状況、身体状況、ニーズの調査結果から、実用的なBCIの開発を目指し、研究を行った。その結果、以下のような結論を得た。

1. ALS患者の調査を行い、意思伝達装置に必要とされる機能を抽出した。
2. 聴覚刺激による事象関連電位の誘発を用いて日本語音声の五者択一が行えることを確かめた。
3. 装置を試作し、実際に意思判定を行った。特定

の被験者については、既存の機器よりも早い伝達速度が得られた。

4. 個人に対する適合として、意思判定方法・試行数・解析範囲を調整し、有効であることをしめした。
5. ALS患者で実験を行い、オフライン解析による意思判定を行った。条件を合わせることで正確に判定できることを確認した。

本研究を実施するにあたり、日本ALS協会の協力を得た。ここに記して謝意を表す。また、調査および実験に協力をいただいたALS患者の方々に、深く感謝いたします。なお本研究は国立身体障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認を得て実施した。本研究の一部は厚生労働科学研究費の補助を受けて実施した。

参 考 文 献

- 1) Birbaumer, N.: Breaking the silence: Brain-Computer interfaces (BCI) for communication and motor control, *Psychophysiology*, 43(6), 517-532, (2006).
- 2) 難病情報センター, <http://www.nanbyou.or.jp/top.html>.
- 3) 日本ALS協会, <http://www.alsjapan.org/>.
- 4) 田中久弥, 井出英人: 単一試行の運動準備電位解析による意図伝達システム, *電気学会論文誌C*, 122-C(5), (2002).
- 5) Donchin, E., Spencer, K. M. and Wijesinghe, R.: The mental prosthesis: Assessing the speed of a P 300-based brain-computer interface, *IEEE Trans. Rehabilitation Engineering*, 8(2), 174-179, (2000).
- 6) Kaper, M., Meinicke, P., Grossekhoefer, U., Lingner, T. and Ritter, H.: BCI competition 2003-Data set IIb: Support vector machines for the P 300 speller paradigm, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 51(6), 1073-1076, (2004).
- 7) 音成龍司, 黒川裕章, 田之上和也, 伊賀崎伴彦, 村山伸樹: 事象関連電位による意思伝達装置—ALS患者のため—, *臨床神経学*, 44(9), 599-603, (2004).
- 8) 加納尚之, 川村尚生, 井上倫夫, 中島健二, 介中敦子: 事象関連電位 (ERP) を用いたコミュニケーションエイド, *信学技報*, HCS 97-15, 15-09, 57-64, (1997).
- 9) 藤尾直幸, 齊藤俊: 事象関連電位 P 300 を用いたコミュニケーションエイドの開発, *日本機械学会論文集*, C 70 (698), (2004).
- 10) 音声合成ソフト: 「Fine-Voice」NTT-IT 株式会社 <http://www.ntt-it.co.jp/>.
- 11) Sterby, H., Yom-Tov, E. and Inber, G. F.: An Improved P 300-Based Brain-Computer-Interface, *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(1), (2005).