

## 事象関連脳電位 (ERP) を用いた コミュニケーションのための被選択項目の提示方法

介中敦子 川村尚生 井上倫夫 小林康浩 川上孝志 \* 中島健二 \*\*  
鳥取大学工学部 \* 鳥取三洋電機(株) \*\* 鳥取大学医学部

筋萎縮性側索硬化症 (ALS: Amyotrophic Lateral Sclerosis) は、全身の筋肉が次々に萎縮していく進行性の難病である。末期においては感覚機能は保存されるが発語能力を失うに至る。このような患者に対して、ある項目を提示し、それに対する患者の賛否を問う形で意志の疎通が図られる。賛否の判断は、事象関連脳電位 (ERP: Event Related brain Potentials) の P300 成分の有無によって行うことができる。P300 成分の現出は患者の心理的緊張状態に依存する。

本文では、質問の提示方法と P300 成分の現出強度の関係を調べるとともに、その有効な検出方法について検討する。

## A Method of Question in Communication Aids based on Event Related brain Potentials

Atsuko Sukenaka, Takao Kawamura, Michio Inoue,  
Yasuhiro Kobayashi, \*Takashi Kawakami and \*\*Kenji Nakashima

Department of Information and Knowledge Engineering, Faculty of Engineering, Tottori University

\*Tottori SANYO Electric Co., Ltd.

\*\*Institute of Neurological Sciences, Faculty of Medicine, Tottori University

Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS) is a disease revealing symptoms of atony of muscles and taking away the physical abilities, while remaining his intelligent activities. a Communication Aid (CA) is an interface between ALS patients and healthy persons. In our CA, conversation is done by casting questions as a visual stimuli and by detecting his affirmative response for it as a conspicuous variation of his Event Related brain Potentials(ERP). The intensity of P300 component depends upon his sensitivity.

In this report, methods of questions and the intensity of the resulting P300 component are investigated. Further, an efficient method for detecting the P300 component is discussed.

## 1 はじめに

筋萎縮性側索硬化症 (ALS: Amyotrophic Lateral Sclerosis) は全身の筋肉が次々と萎縮して行く進行性の難病であり、その末期においては感覚機能だけ残して全身がほとんど動かせなくなる。そこで、思考能力は残存するが、意志表現の手段を喪失した人との間のコミュニケーションを支援する意志伝達補助装置 (CA: Communication Aid) が切望されている<sup>[1]</sup>。

CA は、身体の不自由な患者が、自らの意志を周囲の人に伝えたり、何かを操作したりするために用いるもので、ディスプレイに提示された項目の中から所望のものを、特殊なスイッチを使って選択する。スイッチ操作は患者の残存機能を利用して、歪みゲージや筋電位アンプなどを用いて行うが、末期の患者に対してはこれらのセンサでは患者の動きを検出することが不可能になる。そこで、患者の感覚刺激とそれに対応して現れる事象関連脳電位 (ERP: Event Related brain Potential) を用いることを考える<sup>[2]</sup> ~<sup>[5]</sup>。中でも受容者が関心を持つ情報を含む刺激が与えられたときに、長潜時陽性電位 (P300) が誘発されることが分かっている<sup>[6]</sup> ~<sup>[8]</sup>。これを一種の意志情報として CA への入力手段とすることを考える。

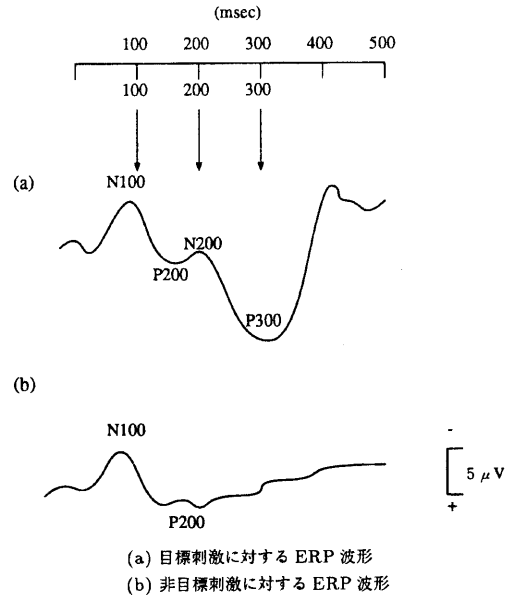
今回、この P300 を用いた CA を実現するために、より実用的な項目の提示方法について検討し、それに対する P300 の振幅や、さらに有効な処理手法について検討を加えたので報告する。

## 2 ERP について

事象関連脳電位 (ERP) とは、広義には感覚刺激、運動、認知活動など事象と関連して記録されるあらゆる電気活動を意味する。このうち主に刺激の物理的特性に依存して出現する潜時の短い電位を誘発電位と呼び、刺激に付与された心理的意味や刺激によって惹起される認知活動に関連して出現する電位を狭義の事象関連脳電位と呼ぶ。

ERP はミリ秒水準での計測が可能で、時間的解像度が優れているため、数百ミリ秒単位で行われている人間の情報処理過程を知る上での有効な指標となる。数回の同期加算を行って得られるモデル波形を図 1 に示す。事象関連電位の成分には、陰性緩電位変動、注意反応電位 N100、P200、選択反応電位 P300 などがあげられるが、本報告ではその中の 1 つである選択反応電位 P300 を取り上げる。

P300 は、刺激後 250-700msec に現れる長潜時陽電位である。患者に文字や色視標などランダムに提示していく中から、特定のものを選び出し記憶していく選択作業を負荷することにより、患者の正中中



(a) 目標刺激に対する ERP 波形  
(b) 非目標刺激に対する ERP 波形

図 1: ERP のモデル波形

心部および正中頭頂部を中心に発現する。

P300 は患者の意志を捉える指標と考えることができ、患者に対して選択課題を視覚刺激で与え、その答えを ERP の P300 を抽出することにより得ることが可能である。

## 3 被選択項目の提示方法

現在、被選択項目の提示方法として、適当な 5 つの項目を視覚刺激として与え、その中の 1 つを 70% の正答率で選択できるまでになっている<sup>[15]</sup>。しかし、より緻密な会話支援をするにはただ単に質問項目数を増やすだけでなく、患者が使いやすく、かつ P300 を有効に抽出できる提示方法を確立しなければならない。

その 1 つの方法として、図 2 に示すような matrix 型の提示方法が考えられる。最初に (a) で示す基本画面を提示する。例えば「テレビ」を選択すると次の画面としてテレビのチャンネルや音量などの制御項目が、「環境」を選択すると身の回りの環境制御項目が現れるというように、それぞれの項目にはそれに関連する項目群が階層的に繋がっている。前の画面に戻るときは「終了休止」を選択する。このように、階層化することで 1 画面に  $5 \times 5 = 25$  項目、2 階層で  $25 \times 25 = 625$  項目を提示することができ、また必要であればさらに増やすことも可能である。

あいさつ	環境	あいうえお	今日は	取り消し
家族	病院	漢字	さようなら	音声出力
要望事項	月日	数字	ありがとう	はい
身体	時間	英字	すみません	いいえ
身体の様子	曜日	テレビ	ナースコール	終了 休止

(a) 基本画面

NHK	ビデオ	電源ON	上げる	取り消し
NHK教	日本テレビ	チャンネル	下げる	音声出力
BS1	フジテレビ	音量大	つける	はい
BS2	TBS	音量小	消す	いいえ
WOWOW	ABC	消音	変える	終了 休止

(b) 「テレビ」を選んだ時

カーテン	テレビのチャンネル	開ける	上げる	取り消し
ドア	テレビの音量	閉める	下げる	音声出力
窓	照明	つける	増やす	はい
ベッド	からだ	消す	減らす	いいえ
椅子	頭	移動	換える	終了 休止

(c) 「環境」を選んだ時

図 2: matrix 型

## 4 P300 の検出

### 4.1 ERP の測定及びフィルタ処理

電極の配置には、国際脳波学会の勧告による国際 10-20 電極法を用いる。P300 は、正中中心部 (Cz)・正中頭頂部 (Pz) に最大振幅をもって出現し、正中部に優勢であることから、測定は Cz 及び Pz の 2 点で行う。基準電極に両耳たぶ (A1, A2) を用い、接地電極に前額部 (Fpz)、導出電極に Cz、Pz を用いる。測定にあたっては眼球運動により、脳波上に不要な電位が出るため、それを検出する目的で目の周辺に電極を設ける。

脳波計は、脳波 2ch、眼電位、筋電位の計 4ch を同時測定可能である。脳波測定は、静かで機械的振動や電氣的な雑音 (ノイズ) が少ない場所で行うことが

望ましいが、病室で使用されることを考慮し、アースシートを用いて、ノイズ対策としている。

被験者にはある程度意識的な注意義務 (課題) を与える必要があるため、意図する項目が表示されたときに出現回数をカウントするという課題を与える。この時、頭皮から得られる反応波を誘発的加算法により測定する。この際、眼球運動 (まばたき) が生じた場合に眼電位が脳電位に影響するため、その脳波は除外する。

P300 は普通ランダムな脳の活動電位の中にうずもれている。それを抽出するために各項目毎に刺激点に同期して加算平均を行う。それによりランダムな背景の活動電位は相殺され、P300 成分が浮き出てくるのであるが、それでも不要な活動電位や 60Hz のノイズが波形に残ってしまう場合が多く、そのために正しく P300 を検出することができない場合がある。そこで測定した脳波データに中心周波数 4Hz とするバンドパスフィルタを施す<sup>[15]</sup>。

なお、サンプリング周波数は 500Hz で行う。刺激は項目数 × 10 回提示し、提示間隔は約 0.3 ~ 0.5 秒、1 回の実験には約 30 ~ 50 秒を要する。

### 4.2 判定方法

今までの判定には、刺激点から 250-600msec の間の最大値、もしくはその間の正の面積のどちらか一方を用いていた<sup>[15]</sup>。今回はその両方を併用する。具体的には、

1. フィルタリングを施した脳波データを項目毎に刺激開始点に同期して加算平均し、刺激点から 250-600msec の間で最大値を探し、ピーク値とする。Cz、Pz についてピーク値を検出する。
2. ピーク値を定数で割り、Cz、Pz についてのピーク値の点数 pCz、pPz を求める。
3. さらに、250-600msec の間の正の部分の面積を Cz、Pz について求め、定数で割り、面積についての点数 sCz、sPz を求める。
4. 各項目毎に pCz、pPz、sCz、sPz を求める。足し合わせたものをその項目の点数とする。

この方式をスコア方式と呼ぶことにする。この点数を比較して、最も点数の高い項目を目標刺激と判定する。また、誤判定を防ぐため、点数が一定の基準より低い場合は判定不能、最高得点の 8 割以上の点数のものが他にある場合、つまり類似のものが複数個存在する場合は判別不能とする。これは、実際患者が使用する場合、誤判定の訂正には大変な労力を

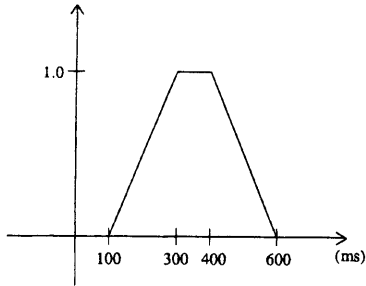


図 3: 窓関数

必要とするためである。また誤判定につぐ誤判定を防ぐため、紛らわしい場合は判定しないこととする。

P300 の振幅は、刺激の意外性や個人差により様々であるが、出現する時間的な位置は比較的明確である。この時間的位置というのが P300 を検出するのに大きなウェイトを占めている。そこで今回、この時間的位置という要素を判定に取り入れるために、図 3 に示す窓関数を施すことを試みる。窓関数は刺激点から約 300–400msec のところに大きな重みをもち、その前後では徐々に減衰する形をとる。P300 のピークは実験の度に時間的位置が変動するため、窓関数の頂点に幅を持たせている。窓関数を施すことにより、P300 を強調し、より検出しやすくすることができる。

## 5 実験

今回 matrix 型の項目提示実験の他に、4.2 節で提案している判定方法の有効性及び項目数増加による正答率の変化を検証するために、従来の提示方法で 5 項目、10 項目についての実験も行う。

実験は 21 ~ 48 歳の健康な男女 3 名についてそれぞれ計 30 回行った。

### 5.1 5–10 項目提示法による選択

視覚刺激として、項目はディスプレイ上の任意の位置にランダムに表示して与える。選択すべき項目は予め指定しておく。提示項目は図 4 に示すものを用いる。

5 項目提示の場合での判定結果を表 1 に示す。今回、判定にスコア方式を用いたことで、正答率は平均 90% になり、以前の 70% より向上しているのが分かる。また、窓関数を施すことによって誤判定が少なくなっているのが分かる。窓関数処理波形を図 5 に示す。被験者は 1 番の項目を選択したが、処理前の波形だと

ありがとう
看護婦
ジュース
TV
1000円

ありがとう	さようなら
看護婦	医者
ジュース	コーラ
TV	TEL
1000円	2002年

図 4: 提示項目 (5,10 項目)

表 1: 5 項目提示法に対する判定結果

窓関数	なし			あり		
	正答	誤答	判別不能	正答	誤答	判別不能
被験者 A	29	1	0	29	1	0
B	28	1	1	29	0	1
C	25	1	4	21	0	9

窓関数 被験者 A:350–450ms B:300–400ms C:350–450ms

4 番にも P300 らしき振幅があり、判別不能となった。しかし窓関数を施すと 4 番の振幅が小さくなり、1 番の項目を選択することができた。このように、窓関数を施すことにより P300 成分に注目して捉えることができる。また、刺激後約 250–500msec より前後に現れるまぎらわしい大きな振幅は窓関数によって除去されている。また、窓関数によって除去できない 250–500msec 間の大きな振幅についてもスコア方式による判定で誤判定を防ぐことができる。

しかし、P300 のピークの位置は個人差や年齢差があるため、個人に合わせて窓関数を移動させる必要がある。図 6 に P300 ピーク点の個人差を示す。被験者 A は約 400–500msec に、被験者 B は 350–400msec に、被験者 C は 350msec–450msec にピークの位置が集中しているのが分かる。窓関数の位置を移動させて施した結果を表 2 に示す。被験者 A、C については 350–450msec に、被験者 B については 300–400msec の位置に窓関数の頂点をセットした場合が最も誤判定が少なくなっている。

窓関数を施すことは有効な手段であるが、施し方によって結果が大きく変わるため、予めデータを幾つか採取し、最も誤判定が少なくなるようにその人にあわせて窓関数を決定しなければならない。

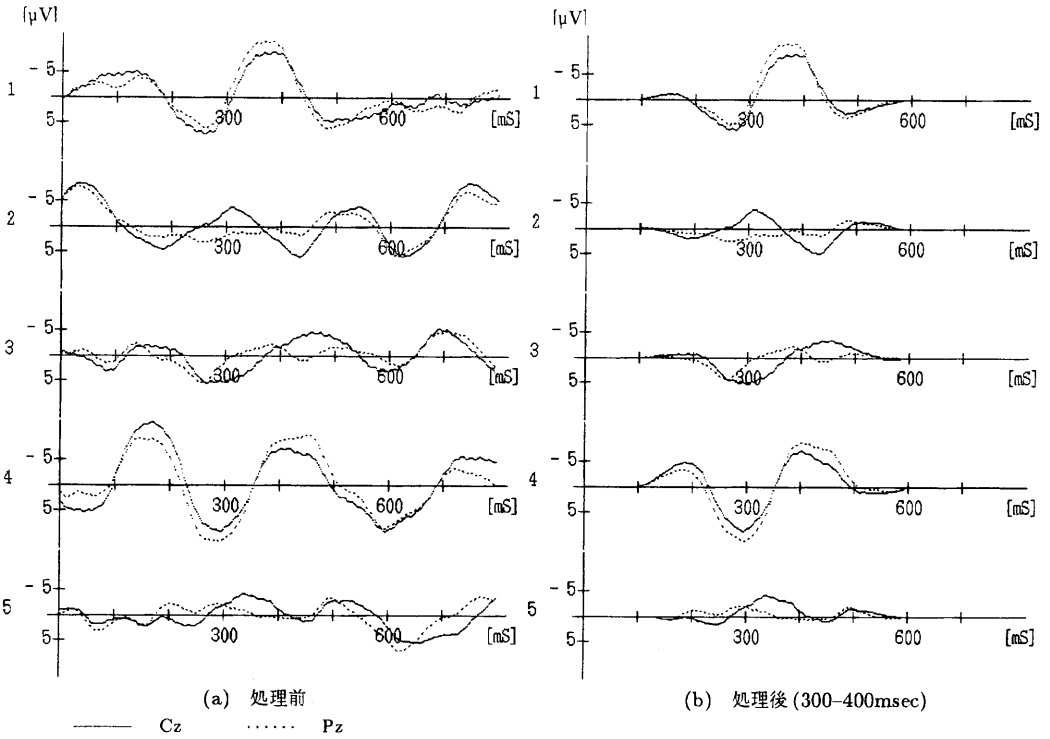


図 5: 窓関数の処理 (5 項目提示)

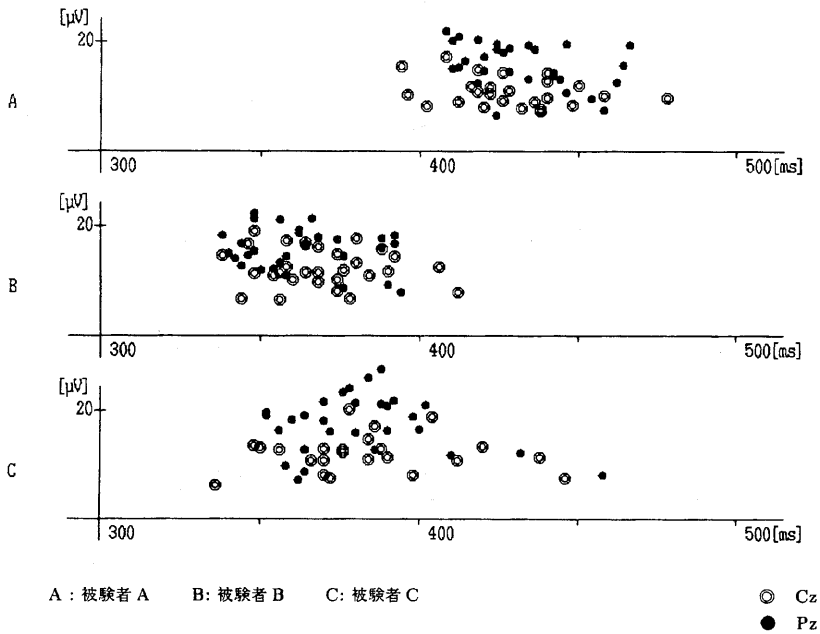


図 6: P300 ピークの位置 (5 項目提示)

表 2: 窓関数の位置に対する判定結果 (5 項目提示)

窓関数 (ms)		300-400	350-450	400-500
被験者 A	正答	27	29	28
	誤答	1	1	1
	判別不能	2	0	1
被験者 B	正答	29	28	24
	誤答	0	1	1
	判別不能	1	1	5
被験者 C	正答	23	21	22
	誤答	3	0	1
	判別不能	4	9	7

表 3: 10 項目提示法に対する判定結果

窓関数	なし			あり		
	正答	誤答	判別不能	正答	誤答	判別不能
被験者 A	23	2	5	27	1	2
B	26	0	4	27	1	2
C	17	2	11	20	1	9

窓関数 被験者 A:400-500ms B:300-400ms C:350-450ms

次に、10 項目提示の場合での結果を表 3 に示す。

5 項目に比べ、判別不能が増加しているが項目を増やすことは可能であると思われる。また、窓関数を施すことによって正答率が 74% から約 82% と向上しているのが分かる。

質問項目数を 5 から 10 へ増やしても、窓関数を施せば 80% 以上の確率で項目を選択できる。しかし、実際に CA として使用するにはさらに多くの項目が必要である。従来の提示方法で単純に質問項目数を増やすことは画面表示に限界がある。また、1 回の計測時間が項目増加分だけ長くなり、被験者への負担が大きくなることが予想される。そこで、より実用的な提示方法として matrix 提示法を提案する。

## 5.2 5×5 matrix 提示法による選択

刺激として項目は行単位もしくは列単位でランダムに表示する。表示される画面上の位置は項目ごとに固定されている。被験者は自分が望む項目のところに注目し、項目が表示された時に出現回数をカウントする。判定は図 7 に示すように、行、列についてそれぞれ P300 を検出し、その組合せで 1 つの項目を選択する。図 7 では、行の 3 番目と列の 3 番目に P300

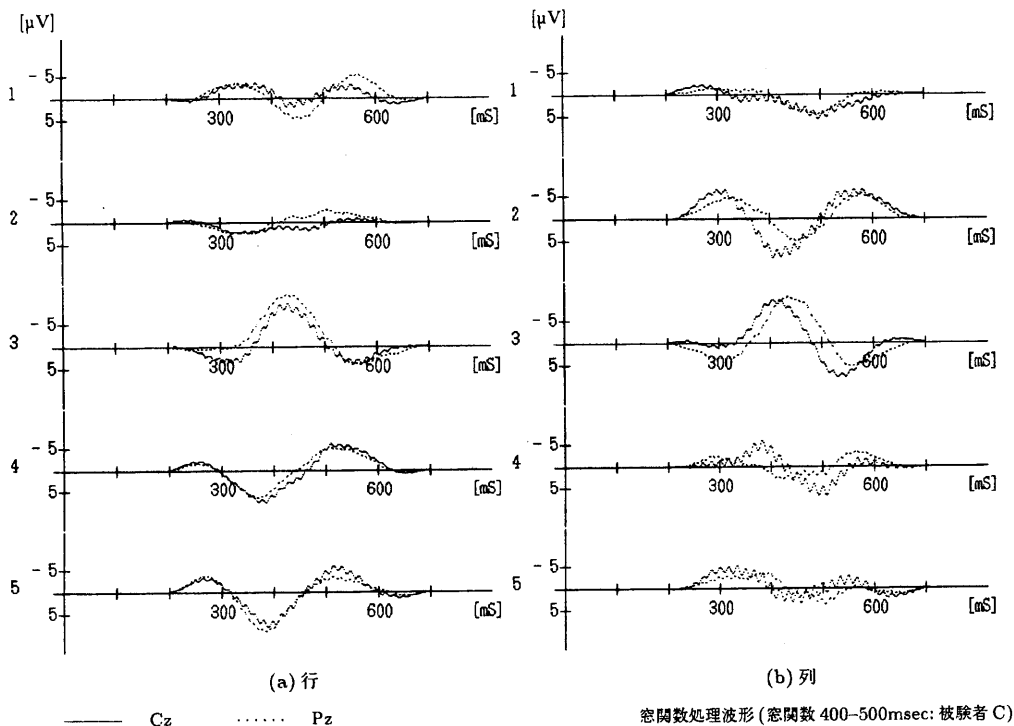


図 7: matrix 提示法における P300 波形

が現れているので、被験者は図2の基本画面において、3行3列目の「数字」を選択したと判定する。

このように5×5 matrixでは1画面に25項目を提示することができる。つまり、1画面で選択できる項目範囲が広く、階層を行き来することが少なくなり、患者の負担を軽減することができる。また、従来法で25項目を刺激として与えるとする刺激回数は25×10回必要となり、計測時間は最大で(25×10)回×0.5秒=2分5秒を要する。しかしmatrix提示法では、刺激は行、列単位で与えるため、5×5では(5+5)×10回の刺激回数ですむため、計測時間は最大で(10×10)回×0.5秒=50秒と大幅に短縮することができる。

5×5 matrix提示法での判定結果を表4に示す。

ばらつきはあるが、窓関数を施して平均59%程の正答率が得られた。従来の提示法に比べ正答率が大幅に落ちてしまったが、この理由としては次のことが考えられる。まず、従来法は画面上での項目の提示位置は任意(ランダム)だが、matrix提示法では固定されている。P300の振幅は刺激の意外性に依存す

表 4: 5×5 matrix 提示に対する判定結果

窓関数	なし			あり		
	正答	誤答	判別不能	正答	誤答	判別不能
被験者 A	13	13	4	23	4	3
B	13	16	1	15	7	8
C	5	16	9	15	9	6

窓関数 被験者 A:400-500ms B:350-450ms C:400-500ms

るところがあるため、従来法に比べ提示位置が固定されている分意外性の小さいmatrix提示法ではP300の振幅が減少し、正答率が落ちたものと思われる。また、matrix提示法でのP300ピーク点の位置を図8に示す。matrix提示法ではP300ピーク点の位置がばらついている。比較的ピーク点が集中している被験者Aについては窓関数を施すことで43%から76%まで正答率が向上している。被験者B、Cについても窓関数を施すことで正答率は向上しているが、ばらついている分大きな効果は得られなかった。

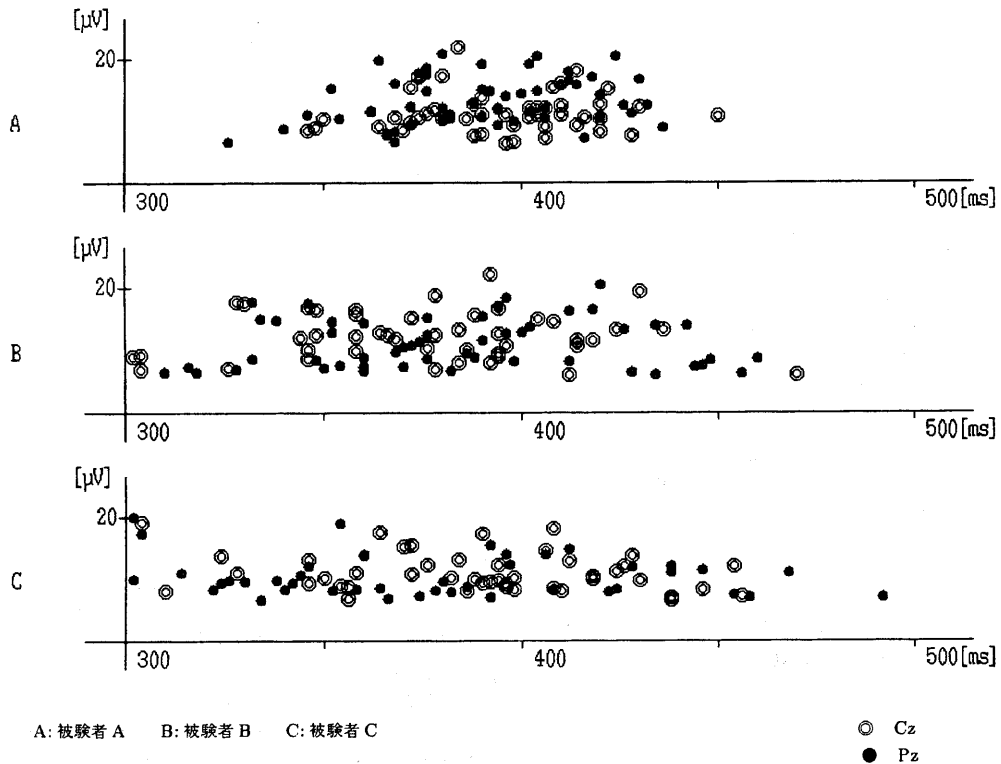


図 8: matrix 提示法に対する P300 のピーク位置

表 5: ばらつきに対する窓関数処理 (被験者 C)

窓関数 (ms)	判定結果		
	正答	誤答	判別不能
300-400	4	9	17
350-450	11	7	12
400-500	15	9	6
300-450	4	8	18
350-500	10	7	13

ばらつきに対する処理として、窓関数の頂点の幅を広くして施すことが考えられる。表5に、被験者Cについて窓関数の頂点を広くして施した結果を示す。施さないものよりは結果は良くなっているが、窓関数を広げた分目標刺激以外のP300に似た振幅も拾い上げてしまうため、結果的には効果は得られなかった。

## 6 おわりに

本報告では、事象関連脳電位を入力手段としたCAの実現に向けて、実際に刺激として与える選択項目の提示方法及び判定方法について述べてきた。

実際に用いる提示法は5×5 matrix 提示法が有力である。しかし、現段階では40～60%程度の正答率でしかないため、実用化するにはさらに正答率を向上させる必要がある。今回用いたスコア方式は今までの方法より有効であることが示された。また、窓関数を施すことによりさらに正答率を向上させることができる。しかし、P300のピークはその度毎に変動し、また疲労や慣れによっても変動するため、それに対応できるよう方法を検討しなければならない。また、疲労による振幅の減少について、色や輝度による影響も検討する必要がある。

P300をより確実に検出し、正しく判定するための処理方法についてさらに検討を加え、ERPを利用したCAの実現を目指す。

## 謝辞

本研究の一部は日本ALS協会ALS基金の助成による。本研究に対し、御理解、御協力を頂き感謝致します。

## 参考文献

- [1] L.A.Farwell and E.Donchin: "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related potentials", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, Vol.70, pp.510-523, (1988)
- [2] C.A.Vas and N.V.Thakor: "Adaptive Fourier estimation of time-varying evoked potentials", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.36, No.4, pp.448-455, (Apr 1989)
- [3] 斉藤泰彦、山本卓二: "多変量解析の応用によるERP波形成分の抽出", *脳波と筋電図*, 20(3), pp.300-209, (1992)
- [4] 大石・井上他: "コミュニケーションエイドのための事象関連電位(ERP)の基礎的検討", *情報処理第48回全国大会講演論文集*, 1-409 (1994)
- [5] Kawakami, Inoue and et al.: "Detection of the Event Related Brain Potential and Its Application to Communication Aids", *Advances in Human Factors / Ergonomics*, Vol.20B, Symbiosis of Human and Artifact, pp.845-850, (1995)
- [6] N.V.Thakor: "Adapting filtering of evoked potentials", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.34, No.1, pp.6-12, (Jan 1987)
- [7] 佐藤・松岡他: "最新臨床脳波学", 朝倉書店, (1993)
- [8] S.Nishida, M.Nakamura and H.Shibasaki: "Method for single-trial recording of somatosensory evoked potentials", *J.Biomed.Eng.*, Vol.15, pp.257-263, (May 1993)
- [9] 小林・井上他: "筋萎縮性側索硬化症患者のための意志伝達補助装置", *鳥取大学工学部研究報告*, Vol.17, No1, pp.19-26, (1986)
- [10] 徳永・井上他: "筋萎縮性側索硬化症患者のための意志伝達補助装置の一構成法", *電子通信情報学会技術報告*, CAS87-26, pp.1-8, (1987)
- [11] 井上・小林他: "ALS患者のためのコミュニケーションエイドの文書作成法について", *情報処理論文誌*, Vol.33, No.5, pp.645-651, (1992)
- [12] 加納・井上他: "ALS患者のためのCAの入力方法", *情報処理学会研究報告*, ヒューマンインタフェース 50-8, Vol.93, No.80, pp.57-64, (1993)
- [13] 加納・井上他: "ニューラルネットワークによる「まばたき」の検出", *電気学会論文誌C*, Vol.115-C, No.3, (1995)
- [14] Kanou, Inoue and et al.: "Composition of Messages on Winking by ALS Patients", *Advances in Human Factors / Ergonomics*, Vol.20B, Symbiosis of Human and Artifact, pp.911-916, (1995)
- [15] 古城・川村他: "ハール・ウェーブレット変換による事象関連脳電位(ERP)の処理", *情報処理学会研究報告*, ヒューマンインタフェース 62-1, Vol.95, No.88, pp.1-8, (1995)
- [16] 介中・古城他: "視覚刺激に対する事象関連脳電位(ERP)", *平成7年度電気・情報関連学会中国支部連合大会講演論文集*, pp.217-218, (1995)