

事象関連脳電位を利用した ALS 患者のための意志伝達補助

川上 孝志^{†1} 井上 倫夫^{†2} 小林 康浩^{†2}
加納 尚之^{†3} 古城 明宏^{†2} 中島 健二^{†4}

筋萎縮側索硬化症 (ALS) は身体の動きが徐々に阻害されていく難病である。この患者の意志伝達を補助する手段として、提示された視覚情報に対して誘発される脳電位波形 (EEG) を利用する方法を提案する。本報告では、提示した刺激に回答して誘発される事象関連脳電位 (ERP) の中から、目標とした刺激に対して検出される P300 成分をとらえる手法として、ハール・ウェーブレット変換の基底関数を用いたフィルタ処理を利用する。具体的には、提示された複数の項目から特定の対象を選択する実験において、このフィルタ処理とアベレージング手法を併用し、高い確率で目標とした項目を判定できることを示す。そして、ALS 患者に対する意志伝達補助装置 (CA) の入力手段として ERP を利用するための方法について検討を行ったので報告する。

Communication Aid for ALS Patients Based on Event Related Brain Potentials

TAKASHI KAWAKAMI,^{†1} MICHIO INOUE,^{†2} YASUHIRO KOBAYASHI,^{†2}
NAOYUKI KANOU,^{†3} AKIHIRO KOJYOU^{†2} and KENJI NAKASHIMA^{†4}

In this paper we describe the possibility of understanding ALS patient's requests by any neuro-physiological manners. The patient has no physical capability for speaking, though maintaining intellectual activities. In this proposal, communication with a testee is undertaken in a visual stimulus which is displayed on the CRT screen. For example, Event Related brain Potentials (ERP) appears within his Electroencephalogram (EEG) posterior to the stimulus as the result of intellectual evaluation of proposed visual stimuli. This means that we are able to affirm his answer to our question by detecting P300 component within ERP. For its well detection, ERP is filtered based on the Haar-Wavelet transform and applied averaging method for some wave-forms. Then, we could obtain a good result for some experiments which chose the word phrase by using these methods. This system will be of much practical use for the communication with ALS patients.

1. はじめに

筋萎縮性側索硬化症 (Amyotrophic Lateral Sclerosis: ALS) は、全身の筋肉が次々と麻痺して行く進行性の難病である。そしてその末期においては、感覚機能だけ残してほとんど全身の随意筋の動きが奪われる。その結果、会話動作をはじめ自らの意志を表現する手段がまったく失われてしまう。

このような身体の不自由な人の意志を周囲の人に伝えたり、身近な機器類の操作を支援する装置として意志伝達補助装置 (Communication Aid: CA) がある。表示装置に提示された複数の候補の中から、所望のものを選択するタイプが一般的によく用いられている^{2)~4)}。患者は残っている運動能力を使い、身体の動かせる部分で特殊なスイッチを操作する。たとえば顔面の筋肉を動かしたり、意識的な瞬きをするなどして何らかのセンサ (たとえば顔面の目もとや額に貼られた筋電位アンプなど) を動作させ、これを電気的信号に変えて CA に送る^{5),6)}。しかし冒頭の例に示すような症状になると、既存のセンサでは患者の意志によるいかなる動きも正確に検知することが不可能になり、CA を機能させることははなはだ困難となる。

ところで、各種の知覚刺激とそれに対応した脳波の関係については、事象関連脳電位 (Event Related

^{†1} 鳥取三洋電機株式会社

Tottori SANYO Electric Co., Ltd.

^{†2} 鳥取大学工学部知能情報工学科

Faculty of Engineering, Tottori University

^{†3} 米子工業高等専門学校電子制御工学科

Electronic Control Engineering, Yonago National College of Technology

^{†4} 鳥取大学医学部

Faculty of Medicine, Tottori University

brain Potentials: ERP) と呼ばれる特異な脳波が観測されることが知られている⁷⁾。これは、さまざまな知覚刺激に直接関与して記録される脳電位の変化であり、刺激の発生からその知覚に始まり、対象との比較、評価、同定など高度な思考動作に関連して発生する。人の脳の思考領域への入り口の挙動を比較的簡単な方法でとらえることができるため、特に最近多方面で注目されている^{7)~10)}。この ERP の中でも、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、長潜時陽性電位と呼ぶ特異な波形の振れが観測される。刺激提示後 300~600 ms の遅れで誘発されることから一般的に P300 と呼ばれている。これを受容者が呈した一種の意志情報と見なすことで、それを CA への入力として利用することが可能となる^{1), 11), 12)}。

本報告では、複数の異なる項目の中から 1 つを選択する課題において、計測される ERP 波形に対しハール・ウェーブレット変換の基底関数を用いたフィルタ処理を施し、さらにこれらを提示項目ごとにアベレーシングし、その結果を比較することで被験者が選択した項目を特定できることを示す。そして ERP を CA の入力補助装置として利用するための項目提示方法について種々検討を加え、健常者に対する実験ではあるが 80% の正答率で目標とした項目を特定することができたので報告する。

以下、2 章では CA 装置の概要とその入力手段としての ERP 波形の可能性について説明し、3 章では具体的な ERP 波形の計測とそこから P300 成分を効果的に抽出する方法について論ずる。4 章では、提示項目の判定にフィルタ処理とアベレーシングを併用した手法を示す。そして、提示する刺激と ERP 波形の関係について具体的な評価を行っている。

2. CA (コミュニケーションエイド)

2.1 CA 装置

図 1 に従来の CA 装置のシステム構成を示す。CA は受容者の意志を担当医師や看護婦もしくは看護人などへ伝えるための手段を補助するもので、大きくは次の 4 つの機能に分類できる。

- (1) 入力装置 (各種センサからの信号処理)
- (2) 主処理装置 (装置全体のコントロール)
- (3) 表示装置 (患者用, 医師/看護人用)
- (4) 出力装置 (リモコン, 音声合成, プリンタなど)

操作は、表示されたメニューを受容者が選択する方法で行う。たとえば、表示装置に提示された文字列や語句、イラストなどの視覚情報に対する受容者の選択意志を身体のどこかに設置したセンサで検知し、こ

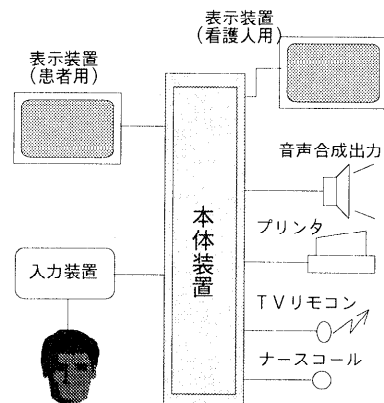


図 1 CA 装置システム構成図

Fig. 1 System diagram of the Communication Aid.

れを電気信号として入力装置に取り込む。そしてナースコール (緊急ボタンやインターホン操作) や照明スイッチなどの周辺機器制御、さらには文書の作成支援 (日記や手紙の作成、編集、印刷など) を実現している^{4), 5)}。たとえば、文章を作成する場合は縦横走査法がよく用いられる。これは、文章作成に必要な文字類を配置した文字盤を表示装置に表示し、選択マーク (カーソル) を「縦」もしくは「横」に動かし文字を選択する方法で、横列と縦列を指定することで 1 つの文字を選択することができる^{5), 6)}。

ところが、末期の ALS 患者になると既存の動きを検知するセンサでは患者の意志をとらえることがほとんど困難になる。そこで新たな方法として、患者に視覚的刺激を与え、これに応答して現れる ERP 波形を利用することを考える。

2.2 選択意志の表現

図 2 に ERP 波形の実測例を示す。外部からの刺激に起因した種々の電位変化として観測される。これらの波形成分は、そのピークの極性と刺激提示後の遅れ期間 (潜時) をパラメータに付し N100, P200, P300 などと呼ばれている⁷⁾。このうち特に P300 は、有意な刺激が与えられたときにだけ特徴的に発生するもので、たとえば、ある特定の色や形、文字や語句などをあらかじめ指定し、今見たものがそれと一致したときに大きく現れる⁸⁾。図 2 の (a) はこのときの応答波形を、(b) はそれ以外の場合の波形を示している。もしある選択事象に対してだけ P300 が顕著に観測されたら、それは被験者がその事象に対し肯定的応答をしたとみなす。被験者に複数の質問 (選択事象) を視覚刺激で与え、各々提示した事象に応答して検出された ERP を比較することでその質問の答えを得る。この操作を次々と繰り返し、それらをつなげることでメッセージ

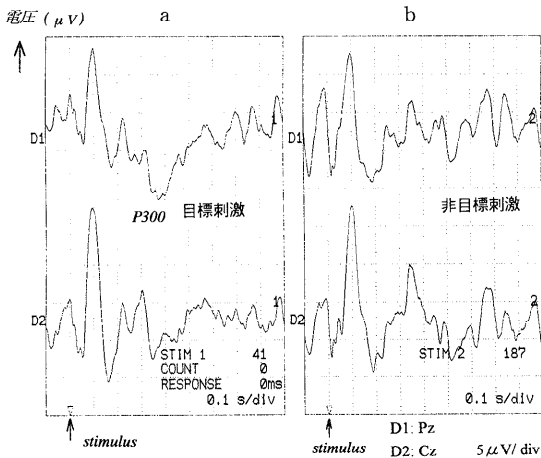


図2 ERP波形(頭部2カ所の計測例 Cz, Pz). (a) 目標刺激に対する応答波形, (b) 非目標刺激に対する応答波形

Fig. 2 Examples of the ERP wave forms, Cz and Pz. (a) Wave forms for a target stimulus, (b) Wave forms for a non-target stimulus.

を組み立てることも可能となる。

以下, このERPをCAに対する入力として利用するための具体的な方法および計測のための手段を検討した。

3. 語句選択実験

3.1 実験方法

5種類の語句の中から1つをランダムに選び, 画面上の任意の位置に視覚刺激として提示する。そしてこれを50回繰り返す。被験者にはあらかじめ設定した語句に対して注目させる。ここで, 注目している語句を目標刺激と呼び, 他の4つの語句を非目標刺激と呼ぶ。ERP波形を効果的に誘発させるためには, 意識的な義務(たとえば目標刺激の現れた回数をカウントし, 後で報告させるなど)を被験者に与えることが有効である⁸⁾。計測装置のシステムブロックを図3に, また提示する5種類の語句を図4に示す。刺激の提示間隔は300~400msで, サンプルング時間は2msとした。

3.2 脳波の測定

脳電位波形は, 被験者の頭皮上に直接電極を貼り付けて測定する。脳波計は, 日本電気三栄(株) MULTI-TELEMETER-511を使用した。脳波(EEG)2chのほか, 眼電位(EOG)や筋電位(EMG)など計4chが同時に測定できる。電極の配置は国際脳波学会の勧告による国際10-20電極法を用いる。ここでは, 図3に示すように前額部(Fpz)を接地電極とし, 導出電極に正中中心部(Cz)および正中頭頂部(Pz)を, そ

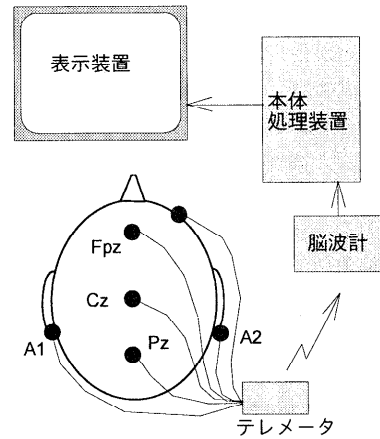


図3 脳波測定システム

Fig. 3 A measurement system of the EEG.

語句 選択

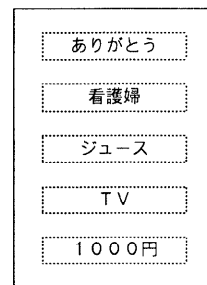


図4 語句選択のための項目提示

Fig. 4 An example of the proposition to select the word phrase.

して基準電極には両耳たぶ(A1, A2)を用いる⁷⁾。これは, P300成分が主に中心部および頭頂部にて最大振幅で検出されることによる。

ところで脳波の測定は, 電気的雑音や機械的振動の少ないシールドルーム内で行うことが望ましいが, 我々が目的とする実際の患者への適用にあたっては一般の病室などでの使用が前提となる。そこで今回は, 簡易測定法へのアプローチも兼ねて通常の実験室で被験者に導電シートを敷く程度の対策で計測を行った。また, この測定時に「まばたき」をすると, 眼球の運動により脳波に大きな波形の乱れが発生して測定結果としては使えない。これを除外する目的で, 目の周辺に「まばたき」検出用の電極を設けた。

図5に脳波の計測波形を示す。ERP波形は数 μV ~十数 μV の微小な電圧変化で, ランダムな雑音成分を多く含むため, 提示した事象に対する応答を単発の波形から導き出すことは難しい。そのために, 複数の計測結果を加算するアベレーシング手法が用いられる。

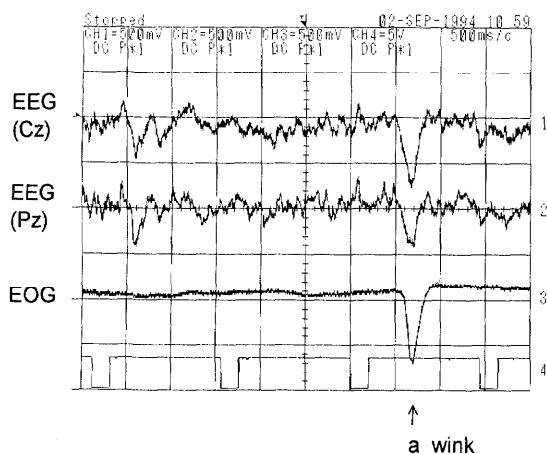


図5 刺激に対する脳波の計測例

Fig. 5 Examples of EEG.

これは波形のランダム成分の除去手法として有効である。しかし、あまり加算回数を増やすと計測に時間を要し、被験者の集中力の低下や刺激に対する「慣れ」により期待した応答波形が得られなくなるおそれもある¹¹⁾。

3.3 P300 成分抽出手法

検出された ERP 波形の中から P300 成分の有無を判別することは容易ではない。これは、ERP 波形が α 波や筋電位波形などの各種雑音成分と一緒に検出されることのほか、波形の各周波数成分や電位の大きさ、およびそれぞれの成分のピーク位置などが測定条件により変化するため、このような中から P300 成分を特定するのはかなり困難な作業である。そこでスムージング処理やフィルタ処理などを施してこれを抽出する方法が考えられる。このうち、特定の周波数成分を抽出し、その時間変動をとらえることができるウェーブレット変換が有効である¹²⁾。

本報告では、図 6 に示すハール・ウェーブレット変換の基底関数 w_j^n を用いて、サンプリング波形 x_i とのたたみ込み演算を行う。これは次式で表される。

$$X_i^n = \frac{1}{n} \sum_j w_j^n x_{i+j} \quad (1)$$

ここでパラメータ n は、基底関数で定める矩形波の時間幅を表す。たとえばサンプリング時間を 2 ms とすると、 $n = 64$ のときは 128 ms となる。このとき i は原波形の時間変化分、 j は基底関数の時間変化分とする。この演算はバンドパスフィルタ処理を行ったことになる。そして物理的には 2 階差分に相当し、原波形の特定の周波数成分の時間的変動の凹凸の特徴を効果的に取り出すことができる。本報告では、ERP 波形の P300 成分として周期 250 ms (周波数 4 Hz) に

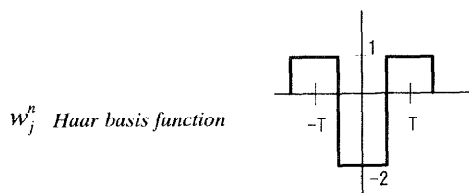
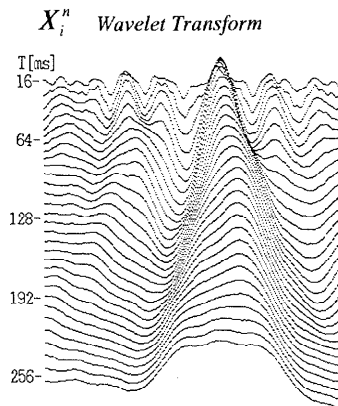
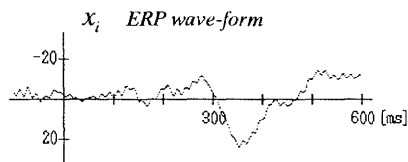


図6 ハール・ウェーブレット変換

Fig. 6 Haar-Wavelet transformation.

相当する波形成分の時間変化を中心に取り出すことにした。この演算 (バンドパスフィルタ処理) を用いることで P300 を効果的に抽出することができた。

4. 実験結果と検討

4.1 フィルタ処理とアベレージング

図 7 (p.2464 参照) に ERP 波形の実測例を示す。図 7(a) は電極 Cz, Pz にて計測された脳波の連続波形である。また EOG はまばたきによる電位波形の観測結果である。EOG に刺激提示後 200~500 ms の間でパルス状の変動があるときは、EEG (Cz, Pz) のデータを計測結果から除外する。図 7(b) は ERP 波形の中から提示項目ごとの検出波形を刺激提示から、およそ 600 ms を切り出して分類し表示したものである。図 7(c) は、さらに低域での変動を除去するために刺激点の近傍でオフセット調整を行った後、アベレージングしたものである。そして、計測された ERP 波形にバンドパスフィルタ処理を実施した結果を図 7(d) に、これをさらに提示項目ごとにアベレージングした結果を図 7(e) に示す。これによると、項目 (4) の「TV」

表 1 提示項目のスコー算定表

Table 1 The scoreboard for each proposed items.

No.	1	2	3	4	5
Cz peak	8.2	7.2	0.8	13.5	5.2
Pz peak	7.4	2.1	0.3	12.0	8.1
Cz sum	274.9	247.9	12.3	541.2	159.4
Pz sum	212.2	65.5	2.9	458.1	282.8
cCz	2	2	0	4	1
cPz	2	0	0	4	2
sCz	2	2	0	5	1
sPz	2	0	0	4	2
Total score	8	4	0	17	6

に対する波形の振れがほかに比べ大きいことが分かる。各項目ごとの波形比較で目標とした項目を判断することができる。

ところで、今回この結果を数値的に比較判定する手法としてスコア算定方式を用いた。これは、刺激点から 250~600 ms の間で波形の最大値および負の面積成分を数値で比較するもので、具体的には次の手順による。

- (1) 刺激点から 250~600 ms の間で最大値を探しピーク値とする。これを定数で割り、Cz, Pz のピーク点数 pCz, pPz を求める。
- (2) 刺激点から 250~600 ms の間で Cz, Pz の負の面積を求め、これを定数で割り、Cz, Pz の面積点数 sCz, sPz を求める。
- (3) 各提示項目ごとに pCz, pPz, sCz, sPz を求め、これらの総和をその項目での点数とする。

これらの点数を比較して、最も高い得点を有する提示項目を目標刺激と判定する。この結果を表 1 に示す。

ところで、単一波形から P300 を確実に特定することは難しく、たとえば図 7(b) の ERP 波形を見ると、目標とした刺激に対しても P300 と分かるものとそうでないもの、また非目標刺激でありながら P300 と類似の波形が観測されているものがある。その影響を軽減するために各々の提示項目に対して 5 回以上のアベレーシングを行った。5 種類の提示項目から 1 つを選択する実験の場合、同一項目の提示が連続したときや、「まばたき」と合致したときの測定は省いたため、平均提示回数は 1 項目あたり約 7 回、したがって脳波測定回数は 1 つの実験で 5 項目×7 回の計 35 回となる。刺激の提示は平均で 0.5 秒間隔としたため、1 つの語句選択に対しおよそ 20 秒必要となる。

4.2 アベレーシング回数

同一提示項目に対する検出波形のアベレーシング処理回数と、それに対応した判定結果の関係を図 8 に示す。実験はいずれも 5 種類の語句選択課題で行った。

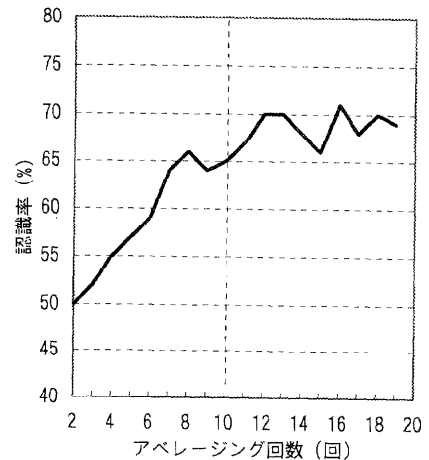


図 8 ERP のアベレーシング回数と認識率

Fig. 8 The relation between the percentage of correct answers and the number of averaging of the ERP waves.

表 2 語句選択実験の結果

Table 2 Experimental results for selection of the word phrase.

Subject	A	B	C	D	E	F	G	Total
Correct	7	8	8	8	6	8	10	55
Error	0	0	1	0	0	1	0	2
Unknown	3	2	1	2	4	1	0	13
Correct-ratio (%)	70	80	80	80	60	80	100	79

このときの判定基準は、各提示項目ごとのアベレーシング波形のピークが刺激印加点から 300~550 ms 間で最大となったものを被験者の選択目標と判断した。これによると、目標に対する認識率はアベレーシング回数 8~12 回ではほぼ飽和の傾向となる。計測回数を増やすことがそのまま正答率アップとならないのは、被験者の集中力を長時間継続させることが困難なことによる。

4.3 項目選択実験

次にこの語句選択実験を複数の被験者で行い、判定した結果を表 2 に示す。実験は 7 名の被験者 (21~23 歳の男性 6 名, 23 歳の女性 1 名の計 7 名) について、3.1 節で示す 5 つの語句選択を時間をおいて 10 回 (1 回の実験で約 35 回の刺激の提示) 行い、その度にどの語句を選択したかを判定した。この結果、正答率は平均ではほぼ 80% となった。健常者での、かつ実験室レベルでの測定であるが、かなり高い正答率を得たと考える。

しかし、今回同様の実験を行った数名の被験者では、十分なレベルの電位を得ることができず、正答率を判定するまでに至らなかった。頭皮に電極を貼り付ける

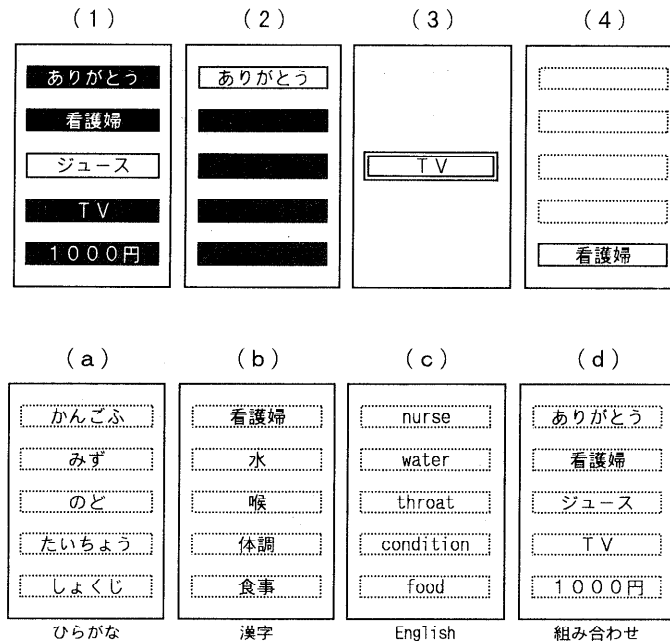


図9 語句選択項目の提示方法

Fig. 9 The methods of proposition to select the word phrase.

だけの非侵襲的な方法による測定には個人差があり、そのまま実用とするにはまだ改善すべき点がある。

4.4 課題の提示方法

次に、項目提示の方法と、検出される P300 との関連性を調べるため、図9に示す複数の方法について実験を行った。

選択項目提示方法：

- (1) 5つの項目を画面に表示し、それらを1つずつランダムに選んで反転する。
- (2) 画面上のそれぞれ5個所の定まった位置に、いずれか1つの項目をランダムに選びながら順次表示する。
- (3) 画面上のある定まった位置（中央部1カ所）に、いずれか1つの項目をランダムに選びながら順次表示する。
- (4) 画面上の任意の位置（場所を特定しない）に、いずれか1つの項目をランダムに選びながら順次表示する。

なお、提示する課題が周期的であらかじめ予測できる場合は P300 成分が誘発されないため、語句の提示はすべて乱数によるランダム表示とした。

また、提示する課題の内容（提示する語句の種類）は次の4種類のパターンとした。

選択項目提示内容：

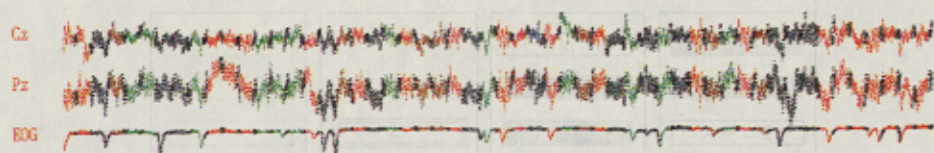
- (a) 提示語句をすべてひらがなで表示する。

- (b) 提示語句をすべて漢字で表示する。

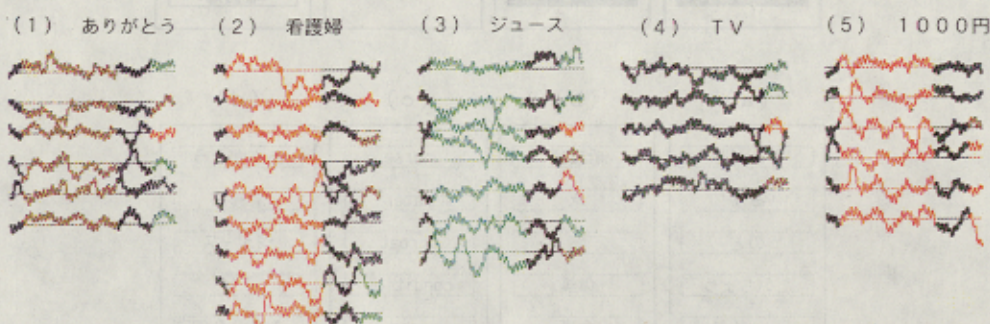
- (c) 提示語句をすべて英語（English）で表示する。

- (d) 提示語句をひらがな、漢字、英字、数字などの組合せで表示する。

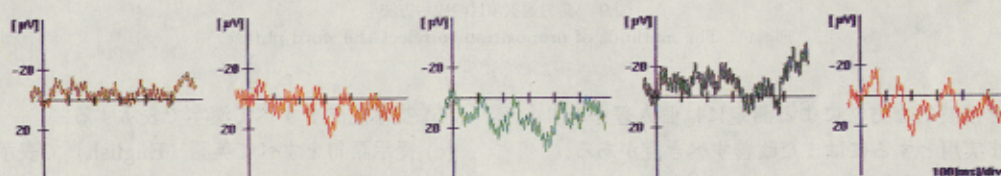
これらの実験で検出された ERP 波形のうち、P300 成分のピーク位置、およびその出力電圧を各提示方法ごとにプロットしたものを図10に示す。図10の(A)は20代の女性、(B)は40代の男性のものである。ここで項目提示方法(1)や(2)のように表示する位置が提示する項目によって固定されているときは、P300のピーク点が200～450msの間に分布している（図中○、□で示す）。これは提示する内容（ひらがな、漢字、英字、および、それらの組合せ）によらず、ほぼ同じ傾向を示すことから、項目に対する選択判断がその表示されている位置情報によるためと考えられる¹³⁾。これに対し、項目提示方法(3)や(4)のような提示項目が位置で判断できないときは、その提示された項目の語句の意味内容を被験者が理解したうえで、あらかじめ目標とした項目との比較照合の判断が行われる。このような場合は、P300のピーク位置が400～550msと比較的遅れ側に分布しており（図中●、■で示す）、中には550ms以降に現れるものもある。特に提示内容が「(a) ひらがな」や「(c) English」の場合に P300 ピーク位置の時間遅れの傾向が強い。またいずれの項目提示実験においても、被験者(A)と(B)



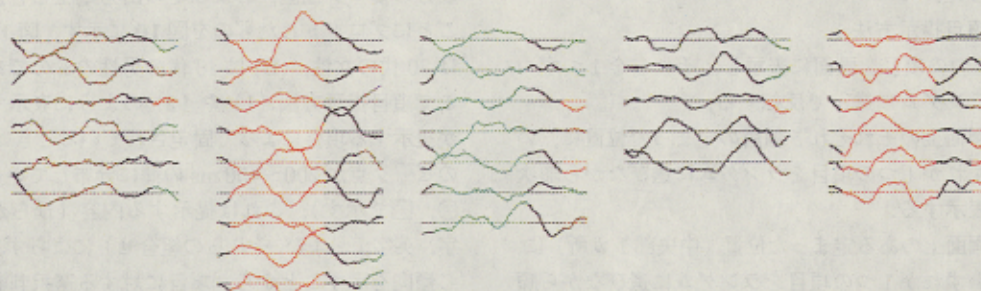
a) Cz, Pz and EOG



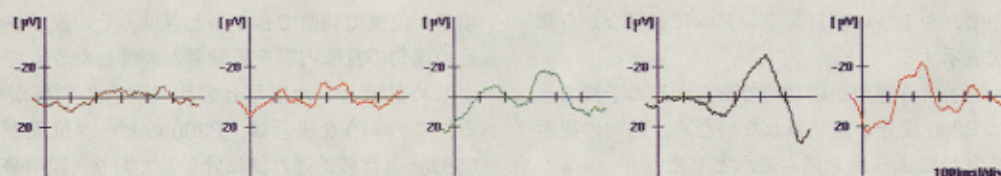
b) ERP wave forms gathered up as the same stimulus



c) Averaging of the waves (b)



d) Filtered wave forms of the waves (b)



e) Averaging of the waves (d)

図7 ERP計測波形とその処理

Fig. 7 ERP wave forms and processing.

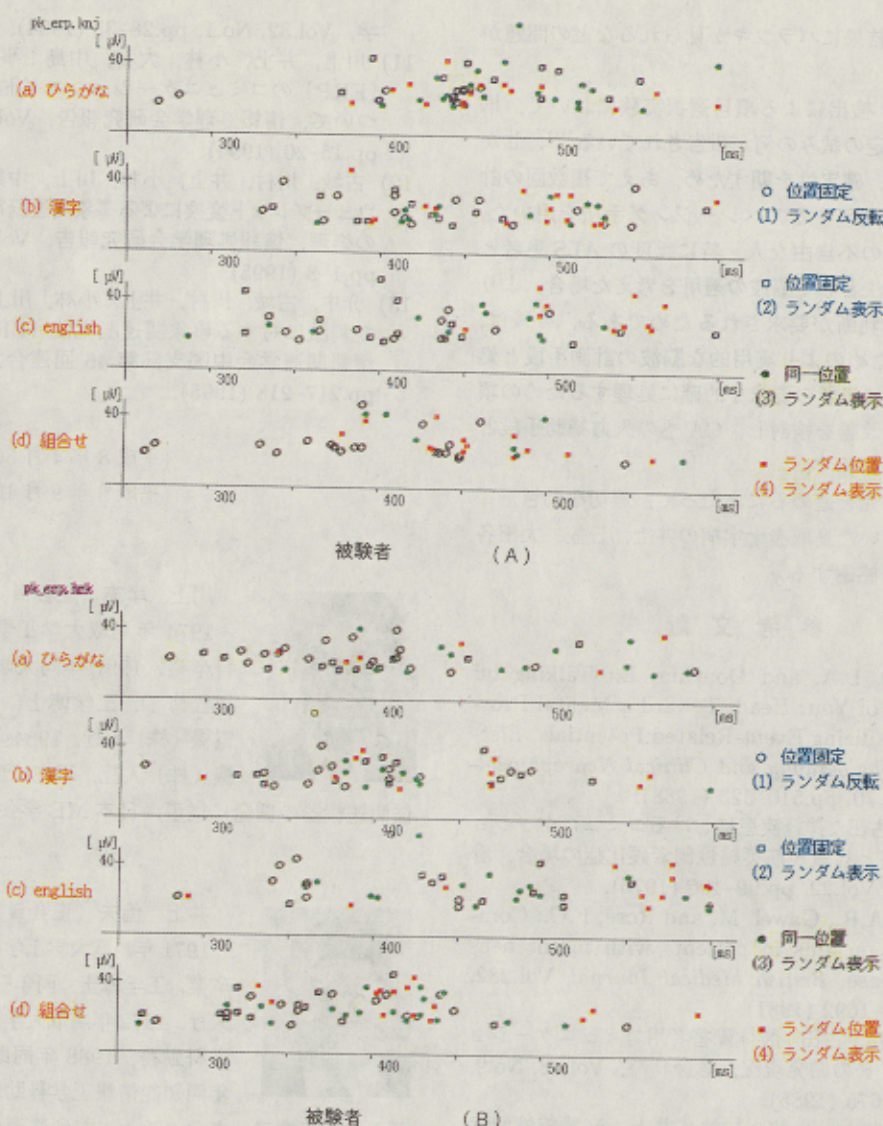


図 10 提示方法に対する P300 ピーク位置分布
Fig. 10 Distribution of P300's peak positions for each proposition.

とで P300 ピーク位置分布の傾向が異なる。(A) に対して (B) の方が全体的に遅れ側にシフトしている。刺激を提示してから P300 成分の誘発されるまでの遅れ時間(潜時)に、かなり年齢差が見られる。

5. おわりに

本報告では、事象関連脳電位 (ERP) をコミュニケーションエイド (CA) への入力補助として適用するにあたり、その波形処理手法としてハール・ウェーブレット変換の基底関数を用いたフィルタ処理とアペレージングを併用する方法を提案した。そしてこの実用的処理について検討を加え、健常者への適用である

が、高い確率で選択項目を特定することができた。脳波を選択意志の判定手段としてとらえ、これを CA に応用することは十分可能であると考ええる。

ところで ERP は、提示刺激に対する被験者の集中度や慣れに影響される。特に、次のような要素が深く関係していることが明らかになった。

- (1) 提示する項目の内容やその組合せ
- (2) 刺激を提示する手法やそのタイミング
- (3) 項目選択の時間短縮(集中力維持の限界)

また実験の結果、提示する内容や項目に慣れると P300 が発生しない、ある程度の義務的課題がないと P300 誘発電位が低くなる、被験者の年齢や提示方法

によって測定結果にバラツキが見られるなどの問題がある。

近年、ERP 検出による項目選択実験において、単一試行での判定の試みの例が報告されている¹⁰⁾。しかし本研究では、確実性を期するため、あえて複数回の計測結果を加算処理するアベレージング手法を用いた。これは、身体の不自由な人、特に重度の ALS 患者との意志伝達手法として脳波の適用を考えた場合、より確実に正確な判断が要求されるためである。今後は、ERP 測定のためのより実用的な脳波の計測手段と処理手法、さらに患者の要求を的確に処理するための項目提示方法の改善を検討し、CA への入力補助手段としての確立を目指す。

謝辞 本研究を進めるにあたって、適切な助言、ご指導をいただいた鳥取赤十字病の井上、日笠、大田各先生方に深く感謝する。

参 考 文 献

- 1) Farwell, L.A. and Donchin, E.: 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) 別所, 古田: 神経疾患におけるコミュニケーションの障害と対策—筋萎縮性側索硬化症の場合, 看護技術, Vol.22, pp.99-106 (1976).
- 3) Perry, A.R., Gawel, M. and Rose, F.C.: Communication aids in patients with motor neuron disease, *British Medical Journal*, Vol.282, pp.1690-1692 (1981).
- 4) 奥, 相良, 古田: 肢体障害者用コミュニケーション・エイドの開発現況, 総合リハ, Vol.13, No.9, pp.669-675 (1985).
- 5) 徳永, 井上, 小林, 加納, 井上: 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, 電子情報通信学会技術研究報告, CAS87-26, pp.1-8 (1987).
- 6) 西川, 原田, 中島, 船本, 高橋: ALS 患者との会話—筋電波形入力による文章作成システム, 臨床精神学, Vol.24, No.10, pp.963-967 (1983).
- 7) 松岡洋夫: 精神生理学的アプローチ (2) 事象関連電位, 最新臨床脳波学, 佐藤光源, 松岡洋夫 (編), 朝倉書店 (1993).
- 8) 松岡洋夫: 視覚情報処理と事象関連電位, 臨床精神医学, Vol.22, No.9, pp.1231-1240 (1993).
- 9) 斎藤泰彦, 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, Vol.20, No.3, pp.300-309 (1992).
- 10) 中村, 林, 西田, 諏訪, 本田, 長峯, 柴崎: むだ時間を含む 2 次要素モデルを介在させた事象関連電位の単一試行記録処理法, 医用電子と生体工

学, Vol.32, No.1, pp.28-35 (1994).

- 11) 川上, 井上, 小林, 大石, 中島: 事象関連電位 (ERP) のコミュニケーションエイドへの適用について, 情報処理学会研究報告, Vol.94, No.74, pp.15-20 (1994).
- 12) 古城, 川村, 井上, 小林, 川上, 中島: 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, Vol.95, No.88, pp.1-8 (1995).
- 13) 介中, 古城, 川村, 井上, 小林, 川上, 中島: 視覚刺激に対する事象関連脳電位 (ERP), 電気・情報関連学会中国支部第 46 回連合大会論文集, pp.217-218 (1995).

(平成 8 年 4 月 30 日受付)

(平成 9 年 9 月 10 日採録)

川上 孝志 (正会員)



1974 年鳥取大学工学部電気工学科卒業。1997 年同大学院博士後期課程修了。工学博士。1974 年三菱電機 (株) 入社。1984 年鳥取三洋電機 (株) 入社, 現在に至る。情報通信関連機器の開発に従事。日本 ME 学会会員。

井上 倫夫 (正会員)



1971 年鳥取大学工学部電気工学科卒業。工学博士。同年三洋電機 (株) 入社。1972 年鳥取大学工学部電気工学科勤務, 1988 年同助教授, 1989 年同知能情報工学科助教授, 現在に至る。計算機アーキテクチャ, 並列処理システムの研究に従事。電子情報通信学会, 電気学会, 日本 ME 学会, 計測自動制御学会各会員。

加納 尚之 (正会員)

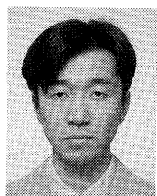


1985 年鳥取大学工学部電気工学科卒業。同年米子工業高等専門学校電気工学科助手, 1991 年同電子制御工学科講師, 現在に至る。マンマシンインタフェースの研究に従事。電子情報通信学会, 電気学会, 日本 ME 学会各会員。



小林 康浩（正会員）

1955 年浪速大学（大阪府立大学）工学部電気工学科卒業。工学博士。1967 年鳥取大学工学部電気工学科助教授，1981 年同教授，1989 年同知能情報工学科教授，1997 年岡山理科大学工学部情報工学科教授，現在に至る。関数シミュレータ，DFT アルゴリズム，並列処理システムのアーキテクチャ，微分方程式の数値解法の研究に従事。電子情報通信学会，電気学会，日本 ME 学会各会員。



古城 明宏（学生会員）

1994 年鳥取大学工学部知能情報工学科卒業。1996 年同大学院博士前期課程修了。同年（株）東芝入社。



中島 健二

1977 年鳥取大学医学部医学科卒業。1981 年同大学院医学研究科博士修了。医学博士。1989 年鳥取大学医学部助教授，1995 年同教授。不随意筋運動の神経生理学，神経疾患の誘発電位，神経病学の研究に従事。日本神経学会，日本脳波・筋電図学会，日本自律神経学会，日本神経治療学会，日本内科学会，日本リハビリテーション学会各会員。