

事象関連脳電位（ERP）を用いた
ALS患者とのコミュニケーションに関する研究

1997年 1月

川上孝志

目次

第1章 序論	1
1-1 はじめに	1
1-2 重度障害者との意志伝達手段	2
1-3 本研究の目的	4
第2章 意志伝達補助装置 (CA)	7
2-1 はじめに	7
2-2 CAの基本構成と機能	7
2-2-1 入力装置	8
2-2-2 表示装置	10
2-2-3 本体装置と機能	10
2-3 患者とのインターフェース	13
2-4 まとめ	15
第3章 事象関連脳電位 (ERP)	16
3-1 はじめに	16
3-2 脳波 (EEG)	16
3-2-1 脳波の測定	16
3-2-2 ERPとP300成分	20
3-2-3 オドボール課題	21
3-2-4 文字選択	23
3-3 語句選択課題	24
3-3-1 課題提示手法	24
3-3-2 アベレージング (加算平均)	32
3-3-3 課題提示とP300	34
3-4 まとめ	34

第4章 提示課題の自動判定	36
4-1 はじめに	36
4-2 ウェーブレット変換	36
4-2-1 ハール・ウェーブレット変換	37
4-2-2 ERP波形のフィルタ処理	41
4-3 スコア算定方式によるP300判定	46
4-3-1 波形ピーク点と成分面積	47
4-3-2 窓関数	49
4-3-3 計算時間短縮の手段	53
4-3-4 3ステップ解析法	56
4-4 項目選択実験と結果	57
4-5 まとめ	63
第5章 ALS患者との会話	64
5-1 はじめに	64
5-2 意志伝達の手法	64
5-2-1 5行5列マトリックス課題提示	64
5-2-2 階層構成の選択肢	65
5-3 検討課題と対応策	66
5-4 まとめ	71
第6章 結論	73
謝辞	75
参考文献	76

第1章 序 論

1-1 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萎縮し痩せ細って行く進行性の難病である。そしてその末期においては、感覚機能だけを残して殆ど全身の随意筋の動きが奪われる。もちろん会話動作をはじめ、自らの意志を表現する手段をも喪失することになる。原因は解明されておらず、もちろん治療もない。米国では、元大リーグの投手、ルー・ゲーリックの名前をとってゲーリック病と呼ばれており、一般にも認知されている。世界的な物理学者、ホーキング博士もこの病気の種類に侵されていると言われている。しかし日本においてはまだ一般への認知度が低い。全国に患者が4,000~5,000人いると言われており、患者や家族にとって日々の生活は深刻な問題である^{(10) (11)}。

症状としてまず始めに手足の動きが阻害され、そのうち身体全体へ及ぶ。そして舌や喉のまわりの筋肉も侵され、食べ物も飲み込めず、そして胸や横隔膜も動かせなくなり、そのうち呼吸もできなくなる。もちろん人工呼吸器を装着する状態となり、この時点で完全に喋る機能が失われる。やがて顔面の動き（特に目の付近が最後の動作可能部位となる）が不自由になり、そのうち瞬きも困難となる。感覚機能や意識、そして理性は比較的正常でありながら、意志を伝える手段が全く無くなるという大変憂慮すべき症状を呈する。

ここに至るまでに、患者に残された機能を利用し意志疎通を図る方法が種々試みられる。ただ、これらは全て身体の特定位の動きを検出するセンサが利用できることを前提として機能するものでしかない。例えば、従来使われてきたセンサには次のようなものがある。

- (1) 手足など身体の一部に残された僅かな動きを検出するセンサ
- (2) 顔面に張りつけることで、顔の筋肉の動きを検出するセンサ
- (3) 目の動きや瞬きを光で検出するセンサ

これら各種のセンサを応用しながら患者の症状に見合った動作検出のための方法が提案され、また具体的に患者の意志伝達的手段として利用されている^{(7)~(9)}。しかし、ALS患者の場合は、症状の進行に伴い自らの意志によって動かせる部分が確実に奪い去られて行く。そして末期の患者には、このような物理的手段を用いた如何なるセンサも機能しなくなる。そこで身体の特定の動きを必要としない、それでいて患者の思いを告知できる、そのような意志伝達的手段が切望されることになる。

1-2 重度障害者との意志伝達手段

重度の障害のため身体の動きが不自由なだけでなく、言葉を発することすらできなくなった患者のために、その人自らの意志表現を代行するものとして、意志伝達補助装置 (Communication Aid, CA) が考えられている。図1にそのシステム構成を示す。この装置は、患者に残された動かすことができる部位を利用して、自らの意図する事象 (要望や考えなど) を周辺の人 (担当医師や看護婦もしくは看護人など) に通知したり、周辺の機器を操作したりすることを支援するものである^{(1)~(9)}。

CAの基本的な操作は、表示された各種のメニューの中から患者が望むものを選択することにより行われる^{(4) (5)}。例えば文章を作成する場合には、図2に示す文字盤の縦横走査による文字選択法が用いられる。この方法は、文章作成に必要な文字・記号を配置した文字盤を表示装置に呈示し、選択マーク (カーソル) を「縦」、もしくは「横」に動かし、所望の文字を採択する方法である。縦列と横列にカーソルを動かすことで1文字を指定することができる⁽⁷⁾。そして、この拾い上げた文字を順次つなげることで自ら意図する語句や文章を作成したり、ナースコールやTVリモコンを操作することもできる。

具体的なCAの仕組みについては第2章で解説する。

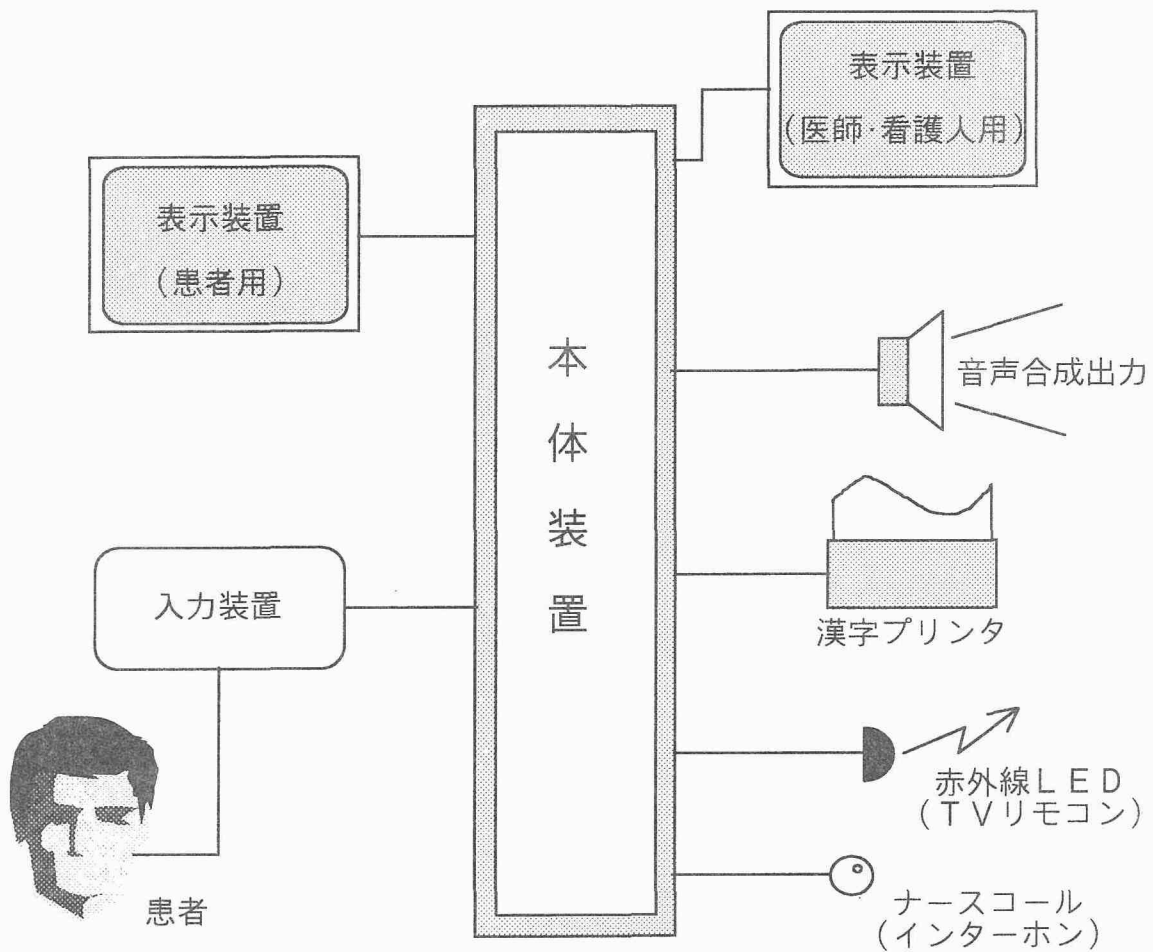


図1 意志伝達補助装置システム構成図

あ	か	さ	た	な	は	ま	や	ら	わ
い	き	し	ち	に	ひ	み	ゆ	り	を
う	く	す	つ	ぬ	ふ	む	よ	る	ん
え	け	せ	て	ね	へ	め		れ	
お	こ	そ	と	の	ほ	も		ろ	

(a) 「は」行の選択

あ	か	さ	た	な	は	ま	や	ら	わ
い	き	し	ち	に	ひ	み	ゆ	り	を
う	く	す	つ	ぬ	ふ	む	よ	る	ん
え	け	せ	て	ね	へ	め		れ	
お	こ	そ	と	の	ほ	も		ろ	

(b) 「ふ」の選択

図2 文字盤による縦横走査法

1-3 本研究の目的

最近になって、人が受ける各種の知覚刺激とそれに対応した脳の応答について、生体学的な変化が脳内で生じているのが観測されるようになった。近年これらの生体信号を利用して脳内の情報処理過程を知る種々の試みがなされている。例えば、それは脳の局所的磁場変化を検出する方法であり⁽¹²⁾⁽¹³⁾、今ひとつは脳波に代表される電気的な有意信号を検出する方法である⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾。この中でも、事象関連脳電位(Event Related brain Potentials, ERP)と呼ばれる脳波は、さまざまな知覚刺激に直接的に関与して記録される脳電位の変化であり、また比較的簡単な方法で計測することができるため、人の脳内で処理されている情報系の挙動を検知するための指標として最近多方面で注目されている^{(16)~(19)}。その得られた波形は、提示した刺激に対してその認知に始まり、対象との比較、評価、同定など脳内での高度な思考過程に関連して発生する特殊な脳電位変化であると言われている⁽¹⁶⁾。このうちでも、刺激提示後300ms~600msの遅れ時間(潜時)で観測される特異な電位の振れは特にP300と呼ばれ、刺激に対する測定者の選択意志の存在を示

すものであると考えられている。例えば、これを一種の意志情報と見做すことで複数の対象の中から1つの項目を選択させることも可能であり、具体的な提案もなされている⁽²⁰⁾。

そこで、このP300をALS患者の意志を捉える最後の手段として利用することを考える。例えば、患者に複数の質問的課題（選択事象）を視覚刺激で与え、各々の刺激に対して計測されたERP波形の中からP300成分を抽出することで、提示した質問に対する答えを得る。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、それは患者がその事象に対し肯定的応答をしたと見做す⁽⁴⁴⁾⁽⁴⁵⁾。異なる選択事象を次々と提示し、これに対する応答をつなげることでメッセージを組み立てることも可能となる。本研究では、このP300をCAに対する入力手段として利用するための具体的な手段、及び計測のための方法について各種検討を加え、脳波を入力としたCAの実用化のための提案を行なった。

目標とした課題は、

- (1) 提示した刺激に対して計測された脳波からERP波形を検出するための方法及び手段を確立すること
 - (2) ERP波形の中から有意な情報であるP300成分を抽出するためのデータ処理、そしてそれを自動的に判定するための解析手法を確立すること
 - (3) 脳波から得られた情報を、要求や選択といった患者の意志表示として導き出すための手段としての具体的な課題提示の方法を明らかにすること
- である。

本論文は、このような課題を解決する中で、脳波から得られる情報をもとに人の意志を捉える方法について、研究結果をまとめたものである。本文の構成は以下の通りである。

第2章では、障害者とのコミュニケーションのために用いられるCAの一般的構成と使用方法について紹介している。また、入力装置として欠かせない各種センサについて、その特徴と応用例を紹介している。さらにALS患者など、センサを動作させるための身体の動きが殆ど期待できない場合の入力手段として、脳波を用いる方法を提起している。

第3章では、本研究の目的である意志伝達手段のベースとなる脳波とその測定方法につ

いて述べている。その中でも特に、提示した刺激に応答して検出される特徴的な脳電位波形であるERPについて概説し、その検出から処理方法について考察を進めている。そして、視覚的に与えられた刺激に対して検出されるERP波形の特徴を具体的に述べ、提示する刺激が被験者の目標としたものと一致した場合に特に顕著に現れる陽性の振れ（P300と呼ぶ）について明らかにするとともに、具体的な実験によりその測定手法を説明している。

第4章では、ERPのうち、P300成分を自動的に検出するための試みについて述べている。ここでは、従来行われている方法とその問題点を指摘するとともに、本研究で提案する3ステップ解析法（フィルタ+アベレージング+アクティブ・ウインドウ）について説明し、それに関する具体的な検討結果をまとめている。具体的には、脳波をフィルタ処理する方法としてウェーブレット変換を利用することを、また計測にあたってのノイズや不確定要因を排除するために複数回の計測結果をアベレージングすることを、そしてこれら検出されたERP波形のばらつき要因を吸収し正答率を向上させる目的で窓関数（アクティブ・ウインドウ：Active Window）を適用することを提案している。そしてこれらの手段を用いて得られた結果を評価する方法として、スコア算定方式を用いた自動判定手法について述べている。そして項目選択課題に於いて、これらの方式を用いた具体的な実証を行い、高い正答率で目標とした項目を特定できることを示している。

第5章では、ここまでの検討結果をもとに、課題提示の方法、及びこれを具体的にCAに適用するための手段について述べ、更に問題点に対する検討を進める中で、脳波によるコミュニケーションの可能性について言及している。なお、ERPをCAに応用する試みは、寡聞にして筆者の知り得る範囲ではこの研究が初めてである。

第6章では、本研究で得られた結果を総括し、脳波を人から得られる情報として有効に活用するための方法について確認し、今後の研究課題などについて述べている。

第2章 意志伝達補助装置（CA）

2-1 はじめに

コミュニケーションは人が社会生活を営む上での基本的な知的行為である。しかし障害者の中には、自らの意志を表現することが殆どできない人々がいる。脳や頸椎の疾患による場合が多いが、運動神経回路が障害を受けているため手足を十分に動かすことができないばかりか、呼吸障害により人工呼吸器を装着する状態となり、音声による意志表現が不可能になる。コミュニケーションエイド（CA）は、残存している身体機能を利用して、伝えたい事柄を語句や文章として生成し、相手に伝えるものである。ここでは、CAの一般的な構成や患者との唯一の接点となる各種センサ及びこれらに求められる機能などについて述べる。

2-2 CAの基本構成と機能

装置は大きくは次の4つの機能に分類できる。（第1章 図1 意志伝達補助装置システム構成図 参照）。

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

表示部に提示された視覚情報に対する患者の「YES」／「NO」の意志を、患者に残された動かせる部位を利用したセンサで検知し、これを「オン」／「オフ」の電気的信号に変換してCAの入力部に取り込む。主処理装置はソフトウェア及び外部インターフェース制御により、患者の意志表現（ナースコールやTVなどの機器操作）、文書の作成支援（日記や手紙の作成、編集、保存、更に出力装置を介しての印刷）などの機能を実現して

いる。以下、入力装置、表示装置そして主処理装置と出力装置を含む本体装置と機能全般について紹介する。

2-2-1 入力装置

入力装置は、患者が意識的に動かすことができる身体の僅かな部分の変化を各種のセンサで検出し、電気的信号に変換する重要なインターフェース部分である。具体的に、あるセンサを選択し入力装置として患者へ取り付ける場合、それが容易に操作できる部位、その取り付け形状、安定して信号を取り出すための装着方法などへの細かな配慮が必要である。現在のところ、症状に合わせて接触型及び装着型の特殊なセンサ（歪みゲージ、光センサ、筋電位アンプなどを使用）が用いられている⁽⁶⁾⁽⁸⁾。その種類並びに使用例を次に示す。

(1) 歪みゲージセンサ 図3-(a)

患者の皮膚表面に直接貼り付け、筋肉の動きによる歪みを検出し入力とする。比較的安価で取り扱いも簡単。はっきりした動きが検知できる場合に有効である。

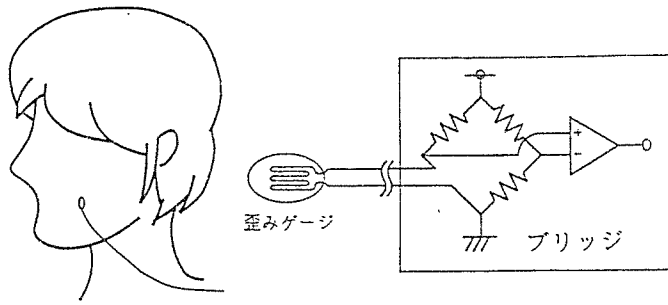
(2) 光センサ 図3-(b), (c)

赤外線発光、受光素子で構成され、これを眼前に設置し、眼球とまぶたの反射量の違いを検知し、目のウイנקを信号として検出する。瞳の動きを検知することで視点を捉えることもできる。また、口元に設置することで口の動きが分かる。

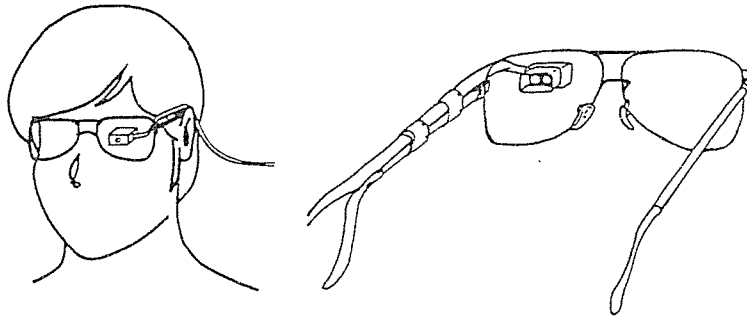
(3) 筋電位アンプ 図3-(d)

筋肉の動きにより生じる皮膚表面の活動電位を検出する。歪みゲージに比べ、弱い動きでも検出できる。

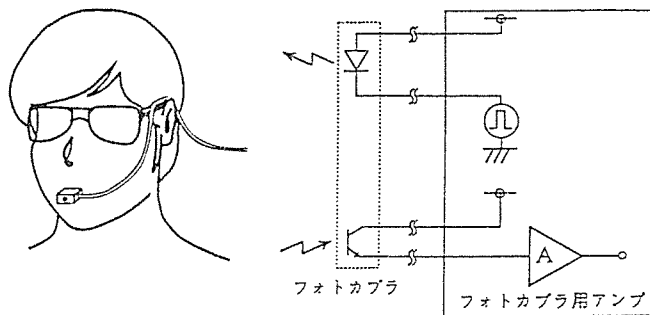
しかし日常生活でのセンサの着脱や、体位の変更に伴う再装着時のズレなどに伴う検出感度の変化は避けられない。センサの取り付けを専用器具で固定化するなどの改善はできるにしても、病状の変化による動かせる部位の変化や動作自体の退化（衰え）を防ぐこと



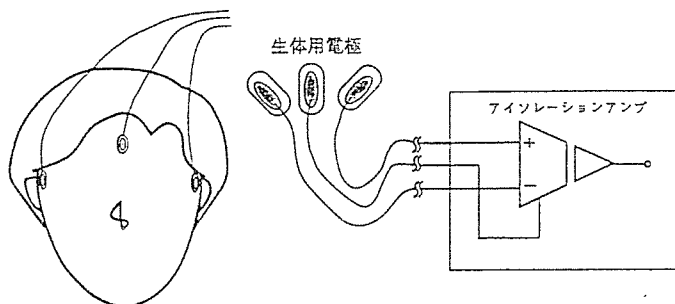
(a) 歪みゲージ [咬筋の動きの検出]



(b) 光センサ [まばたきの検出]



(c) 光センサ [口の開閉の検出]



(d) 筋電位アンプ [まばたきや視点の動きの検出]

図3 各種信号の検出方法

は難しく、いつまでも安定した状態でこの僅かな動きを検出することは困難である。CAを患者が十分使いこなせるかどうかは、この入力装置の機能によるところが大きい。

2-2-2 表示装置

表示装置は、操作者が選択すべきメニューが直接出力される重要な部分である。表示文字や扱える記号の種類、最大表示文字数のほか、全体のサイズや画面の明るさなどは、使用する上での重要な要素である。実験用として試作した表示装置は、小型、軽量、省電力化のため、液晶表示モジュール（LCD）を使用した。また、表示能力は一画面26文字×14桁表示、一文字は24×24ドットと見易いサイズを設定した。図4にこの表示装置を示す。構成上は患者用と看護人用があるが、装置は共通で本体装置のアプリケーションにより表示内容のみ変更して使用する。

2-2-3 本体装置と機能

「本体装置」は前項で説明した「入力装置」と「表示装置」を除くと、文章作成部と外部インターフェース制御部の2つに分けられる。CAの基本機能構成を図5に示す。

(1) 文章作成

日記や手紙などの文章を作成、編集、保存する機能。文字選択には主に縦横走査法を用いる。図6にCAの文字選択文章作成画面を示す。文章を効率的に表現できるように、「ひらがな」「カタカナ」「英数字」「漢字」そして各種の「記号」が使用できる。作成された文章は、外部インターフェース制御部に接続された音声合成装置で出力し、周囲の人に知らせることもできる。また編集、保存機能を利用し、後日修正したり再利用することができる。

(2) 外部インターフェース

(a) ナースコール

ナースセンターとCAを接続して、緊急呼び出しやインターホンを操作す

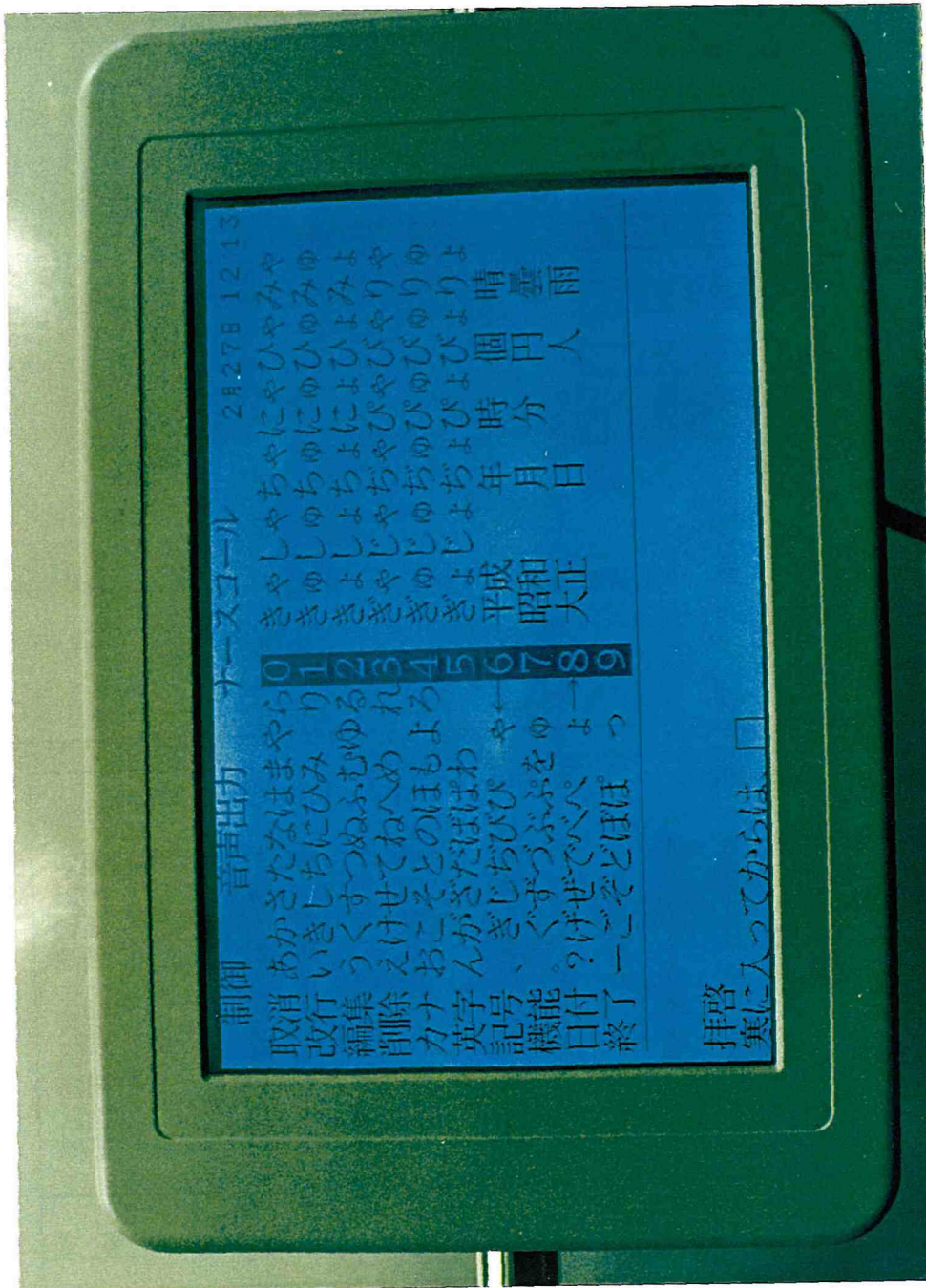


図4 表示装置



図5 CAの基本機能構成

制御	音声出力	ナースコール	1996/10/22	10:00							
取消	あ	さ	た	な	は	ま	や	ら	0	a	みま
改行	い	き	ち	に	ひ	み	り	り	1	b	見回す
編集	う	く	つ	ぬ	ふ	む	る	る	2	c	見回して
削除	え	け	つ	ね	へ	め	れ	る	3	d	見舞に
力ナ	お	こ	と	の	ほ	も	ろ	る	4	e	見舞が
英字	わ	が	と	、	ば	も	ろ	る	5	f	見舞
記号	を	ぎ	だ	、	ば	も	ろ	る	6	g	
機能	ん	ぐ	じ	。	び	も	ろ	る	7	h	
日付	→	げ	ず	?	ぶ	も	ろ	る	8	i	
終了	←	ご	せ	↑	べ	も	ろ	る	9	j	
				↓	ぼ	も	ろ	る			

友達が **みま**

図6 CAの文字選択表

る。患者自身の力でセンターへ連絡することができる。

(b) 周辺機器制御

制御対象とする部屋の照明装置やTVのコントローラ部等をCAと接続することで、それらの電源をオン、オフしたり、TVのチャンネル変更や音量のコントロールを可能とする。

(c) 音声出力

画面上に呈示された簡単な文章や要望事象を表す語句をメニューで選択し、その文章や語句を音声合成で出力する。また、文章作成機能で作成した文章をそのまま音声合成装置で出力することも可能とする。

(d) 印字出力

接続されたプリンタに対して、文章作成機能で作成した内容（日記や手紙など）を自動的にレイアウトし、紙に印字出力する。

CAの操作性はそれを制御するアプリケーションプログラムに依存する。身体が不自由な患者に対しては、選ぶべきメニューやそれを実現するために操作する手順はできるだけ簡単にすべきである。一般によく用いられる方法は走査法である。選択対象となる項目を文字盤として画面に表示しておき、自動的にカーソルを走査して選びたい項目のところでセンサを動作させる方式である。障害の程度が、かなり大きくても操作できるが、対象の選択スピードは決して早くはない。（第1章 図2 文字盤による縦横走査法 参照）。

これに対して直接選択法は、まず必要な語句や文を提示し、それぞれに対応する個別のスイッチやキーを直接操作する方法である。選択操作は早くできるが、比較的残存機能が残っていることが前提である。

2-3 患者とのインターフェース

病状によって患者の残存機能が逐一変わるような場合は、センサの対応できる感度にも限界があり、頻繁に調整しなければならなくなる。また、末期のALS患者のように、動かせる部分が殆ど無くなってしまうと、今度は全く別の方法が必要となる。

実際の患者で利用されているCAを図7に示す。CA本体は最小限のハードウェアで専

用機として構成されているので、小型軽量となり一般の病室の患者のベッドにも容易に装備できる。また機能が特化しているため、電源を入れるだけで直ちに使用することができる。この他に市販のパーソナルコンピュータに各種操作スイッチや外部機器を接続したものもある。一般によく使われているパソコンのアプリケーションを利用することも可能であるが、個々の出力機器との接続や調整が困難であったり、対象とするプログラムを直接起動することが難しいなど、誰でも何時でも使用できるという点では限界がある。

その他、実際にCAを利用する場合は入力装置が問題となる。2-2-1 入力装置で述べたように各種の入力センサが考えられている。しかし患者の病状や疾患の種類により残存機能（センサを働かせるための能力）が異なる。また、ALSなどの進行性の疾患の場合、病状の進行に伴い今まで利用していた残存機能が殆ど消失してしまうこともある。個々の患者に一番適したセンサを選択することが重要である。

非接触型センサの例として、画像信号による入力システムが検討されている。TVカメラにより顔面の画像データを専用のハードウェアで取り込み、まばたきによる合図を検出する。意識的なまばたきと無意識のまばたきを識別するために、時間遅れニューラルネットワークを用いた自動判定手法が提案されている⁽⁹⁾。このように画像入力方式を採用す

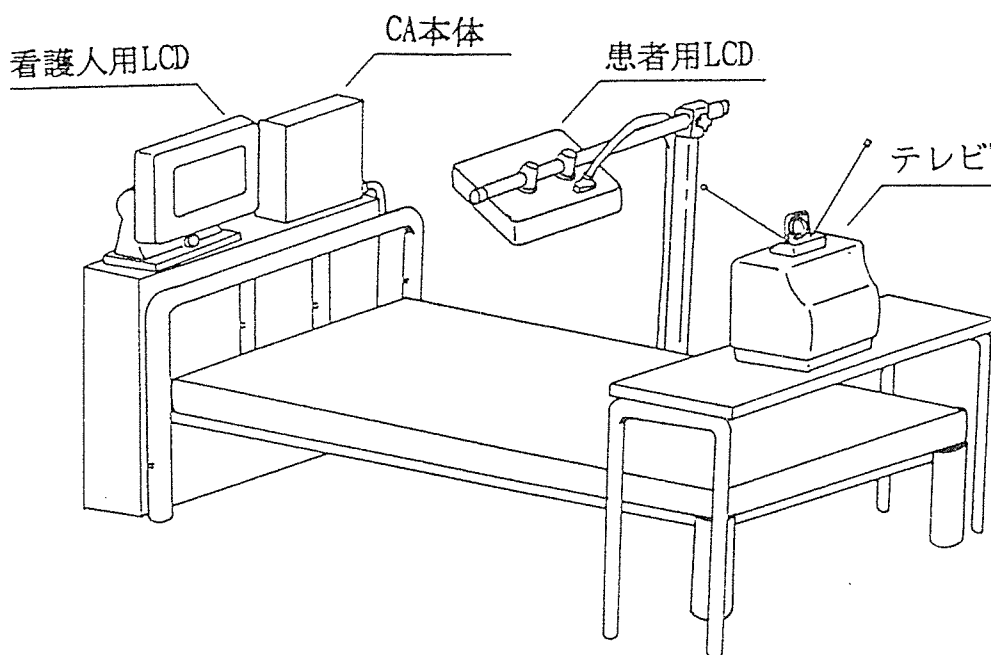


図7 CAの使用例

ることで、従来の直接動きを検出するセンサをなくし、全く非接触とすることができる。この結果、装着時の調整が不要となるばかりか、装着の不快感をも一掃できる。

一方、身体が殆ど動かせない患者の場合は動きを対象とするセンサは全く利用できない。そこで、脳波を検出することで患者の意志の存在を認知する手法が考えられた⁽⁴⁴⁾。脳波を人の判断の基準として利用することは過去に例がないため、利用できる機器の選定からCAとしての処理方法まで全く未知の点が多く、実用化は容易ではない。しかし、得られた脳波を解析することは、意志伝達の手段としてばかりではなく、脳内で行われる判断処理のプロセス解明の糸口にもなり、その期待は大きいものとする。

2-4 まとめ

CAの表示装置、本体処理装置、外部インターフェースなどのハードウェア構成は、従来技術にてほぼ満足できる機能が実現可能である。また、プロセッサの処理能力の向上やLSI化等により高性能でコンパクトなシステムも可能である。しかし最も重要なCAの操作性に関しては、入力装置（センサ）に依存していると言っても過言ではない。症状の進行に柔軟に対応でき、個別の調整が殆ど要らないこと、そして身体の動く部分が多少不安定でも、正しく検出できることが要望されている。このような状況の中で、脳波をCAの入力手段とすることはきわめて先駆的な試みである。

言葉を失った患者は人との対話の道が閉ざされ、孤独になり、病氣と闘う気力が失せ、気持ちが沈みがちになる。これを唯一、救えるのが意志伝達補助装置（CA）である。例えば次に紹介するALS患者の声にもCAがいかに重要な機器であるかが伺える⁽¹⁰⁾。

- (1) ワープロが唯一の意志伝達手段である
- (2) 意志伝達装置は病氣と闘うための武器である
- (3) この意志伝達装置は、私たち患者にとって呼吸器と共に自分の分身として欠くことができないものである

現在、日本に5,000人はいると言われているALS患者、彼らの日々の生活の中でCAは大変大きなウエイトを占めている。

第3章 事象関連脳電位 (ERP)

3-1 はじめに

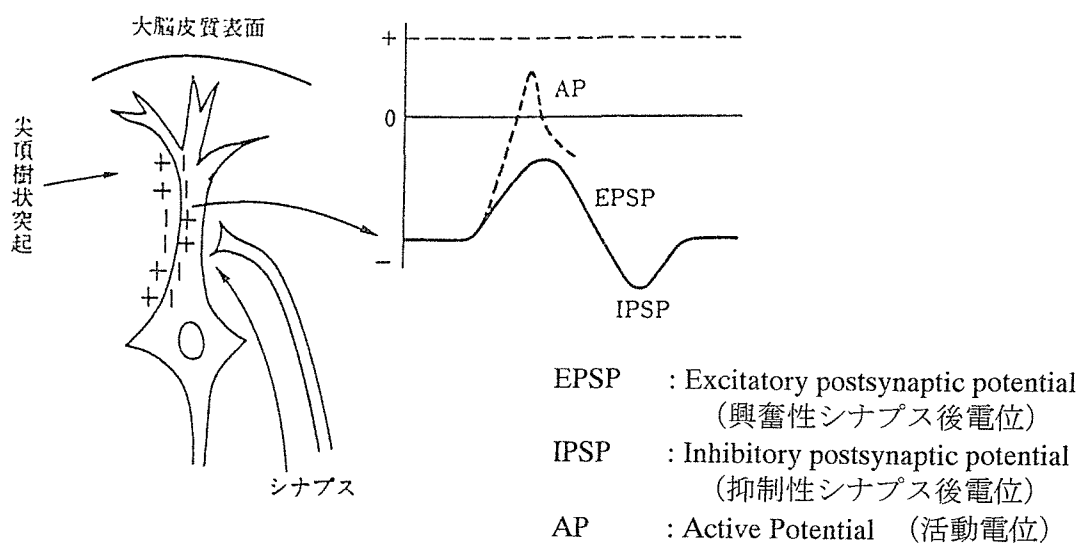
脳波は、H. Berger によるその発見以来近年まで、主に脳の臨床診断や大脳生理学の研究対象としてしか扱われていなかった。ところが計測技術や処理技術の進歩により微小な電位変化でも計測可能となり、昨今では臨床以外の各方面でも盛んに研究されるようになってきた。ここでは脳波の中でも特に、提示した刺激に応答して検出される事象関連脳電位 (ERP) について解説する。そしてその計測手法から実際に測定された脳波の解析を通して、人の意志を捉える手段としての脳波の利用についてその可能性を探る。

3-2 脳波 (EEG)

3-2-1 脳波の測定

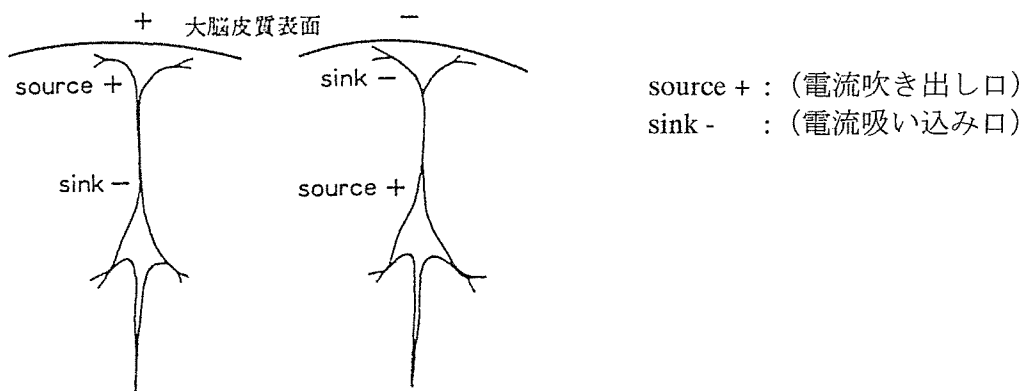
神経細胞が興奮すると細胞膜の内外にmV単位のスパイク状の電位差が生じる。人の脳内での情報処理、即ち脳神経の情報伝達は、このようなスパイク状電位の伝播によって行なわれる。脳が活動していれば必ず電気信号が飛びかっている。そこで頭皮上に設置した電極で電位差を測定し、これを増幅することで電気的变化として記録できる。この記録された脳波は脳電図 (Electroencephalogram) とも呼ばれる。生体学的に見ると、これは大脳皮質神経細胞の尖頂樹状突起で生じたシナプス後電位で、多くの神経細胞で生じた電位の総和として検出される^{(16) (21)}。機能的に関連した多数の神経細胞が、同時に興奮と抑制を行なうことが関与している。(図8 脳波の発生 大脳皮質より検出されるシナプス後電位 及び 大脳皮質表面電位の極性 参照)。

ところで脳は、脳軟膜、クモ膜、脳硬膜の3つの膜で包まれている。そしてそれらは頭蓋骨で被われ、その上に皮下組織及び表皮がある。その間の厚みは2~3cmある。従って、頭皮上で検出される電気信号は何重にもシールドされた極めて微弱なものになってい



シナプスで脱分極が起こって興奮性シナプス後電位 (EPSP) が生じ、続いて抑制性シナプス後電位 (IPSP) が生じているところ。

(a) 脳皮質神経細胞の尖頂樹状突起の細胞内から記録されるシナプス後電位



尖頂樹状突起の深部に脱分極が生じた場合、電流の流れは表面から深部へ向かう (図中左)。逆に突起先端部に脱分極が生じた場合は電流の向きは逆になる (図中右)。

(b) 脳皮質神経細胞の興奮部位と皮質表面の電位極性との関係

図8 脳波の発生

(「脳のイメージング」: 共立出版⁽²¹⁾ より)

る。そのため、脳波計で記録される電位は非常に小さく、せいぜい10～50 μ V程度である^{(21)～(23)}。またこれらは頭部組織の不均一さのため頭皮上を均一には広がらない。さらに各部から発生した電位は、遠近の区別なくいろいろな形で記録される。この結果、これらの脳波を解析する上で、特定の部位の神経細胞の電位的変化だけを限定して捉えることは大変困難な作業となる。

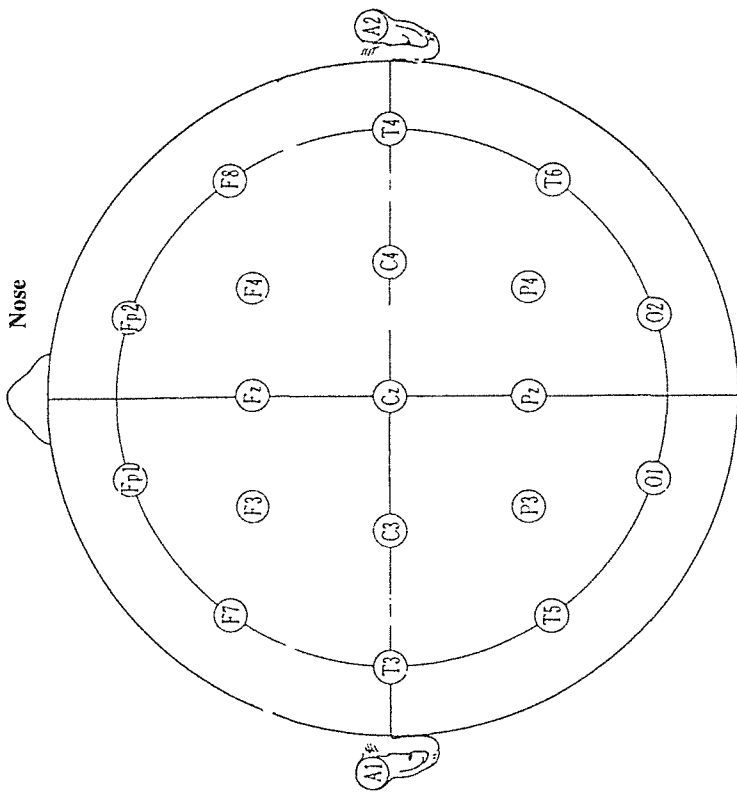
脳波の記録は、図9に示す国際10-20法 (International 10-20 electrode System) に従って配置された電極で測定する⁽¹⁶⁾。電極は一般に19カ所、そして基準電極として左右の耳たぶに2カ所、さらに額にアースを1カ所、合計22カ所に設置される。

(配置電極名称)

前頭極部	Fp1, Fp2 (frontal pole)
前頭部	F3, F4 (front pole)
中心部	C3, C4 (central)
側頭前部	F7, F8
頭頂部	P3, P4 (parietal)
後頭部	O1, O2 (occipital)
側頭中部	T3, T4
側頭後部	T5, T6
正中前頭部	Fz (midline-frontal)
正中中心部	Cz (midline-central)
正中頭頂部	Pz (midline-parietal)

耳たぶ (アース) A1, A2

これら頭皮上に満遍なく装着された複数ポイントによる測定が脳波計による測定法として規定されている。そして通常よく用いられる脳電位波形の測定は、これをベースにした基準電極導出法 (reference electrode) が用いられる。具体的には、ある1点ないし2点を基準に (通常は両耳たぶ) 頭皮上の各電極部位から脳波を導出する方法で、単極導出とも呼ばれる。各電極の電位変化を測定し、脳波計により適当なレベルに増幅することで脳電図として記録される。この1つ1つの電極が拾っているのは、その下3～4cmの所の



Fp1 と Fp2 は前頭極部 (frontal pole), F3 と F4 は前頭部 (frontal), C3 と C4 は中心部 (central), P3 と P4 は頭頂部 (parietal), O1 と O2 は後頭部 (occipital), F7 と F8 は側頭前部, T3 と T4 は側頭中部, T5 と T6 は側頭後部, Fz は正中前頭部 (midline-frontal), Cz は正中中心部 (midline-central) (または頭蓋頂 vertex), Pz は正中頭頂部 (midline-parietal) である。A1 と A2 は耳朵である。奇数番号が左半球, 偶数番号が右半球側を意味している。

図9 国際10-20法による電極配置図

直径3～4 cmの大脳皮質から発生している電氣的信号であると言われている⁽²¹⁾。そこにはニューロンの数で数億、シナプスの数にすると数百～数千億もあり、それらが絶えずインパルスを発し続けているが、実際の信号の流れがどういう形で脳波として現れてくるか、その詳細は定かではない⁽²¹⁾⁽²²⁾。インパルスの単位は1/1000秒程度であるが、検出される脳波の周波数は数Hzのかなりゆったりしたものである。これらの脳波は、大脳皮質の活動を反映したある一定のパターンをもって発生していると言われている⁽²²⁾。図10に脳波の実測例を示す。これは計測電極の正中前頭部(Fz)及び正中中心部(Cz)での測定結果である。脳波として検出される信号のほか、ノイズを含む各種の周波数成分及び眼球運動による影響等が観測されている。

3-2-2 ERPとP300成分

人が外界から五感に訴える何らかの刺激を受けたとき、それを検出したことにより脳神経組織上にある決まった電位が誘発される。これが感覚誘発電位と呼ばれるもので、代表的なものを次に上げる。

- (1) 身体に直接受ける刺激 : 体感性誘発電位
- (2) 目からの情報による刺激 : 視覚誘発電位
- (3) 耳からの情報による刺激 : 聴覚誘発電位

これらの誘発電位は、刺激を与える度に脳内で生じる。与えた刺激に対して応答する形で現れる誘発電位は、何れも一次感覚野で発生すると言われている。ところが、更に脳の高次の認知機能に関連すると思われる波形が観測される場合がある。受けた刺激が次に起きる何らかの反応のトリガとなる場合、この高次の認知機能を反映した誘発電位の発生が認められる。これを特に事象関連脳電位(ERP)と呼ぶ^{(14)～(18)}⁽²¹⁾。

ところでこのERPは、広義には感覚・運動・認知活動などの事象と関連するあらゆる脳内電気活動を意味する⁽¹⁷⁾。このうち、刺激に対する応答として現れる潜時の短い電位(50～150ms以内)を単に誘発電位と呼び、これとは別に刺激に付加された心理的な意味や認知活動に関係して出現する比較的潜時の長い電位だけを狭義の事象関連脳電位

(ERP) と呼ぶ。本論文では、この狭義のERP、その中でも特に視覚誘発電位を中心に取り上げる。

ERPは、刺激を与えてからある潜時を経て誘発されるという特徴があるが、この潜時については対象とする刺激の種類、高次認知に対する意味判断の深さのほか、被測定者の年齢や、性別なども少なからず関与していることが知られている。痴呆や脳障害を起こすと、正常な人に比べて著しく潜時が長くなることから、臨床的にはこれを脳に関する病気の診断要素として取り入れている場合がある⁽¹⁵⁾。更にこのERPは、比較的応答の遅いミリ秒単位での計測が可能で、また時間的な解像度が優れており、人の情報処理過程の深部を観測するための優れた指標となっている。

図11にERPのモデル波形を示す。この例にあるように、提示された刺激が目標とする刺激（目標刺激）と、そうでない刺激（非目標刺激）とで応答波形が異なる。脳障害等のない正常な人の場合、提示した刺激に反応してN100、P200、N200などの各電位波形が観測されるが、特に潜時300ms以降に現れる波形にその差が顕著に認められる。P300と呼ばれるこの波形成分は、有意な情報を含む提示刺激に対して潜時300～600msで現れる陽性（Positive）の脳電位の振れ（長潜時陽性電位）のことで、この特徴を捉えて、その時提示した刺激が被験者にとって目標刺激であったかどうかを検出することが可能である。このP300の特性については、1965年にSuttonらによって発表された⁽²⁴⁾。

3-2-3 オドボール課題

P300は、目標とする刺激を含むいろいろな刺激をランダムに反復して提示することで、この目標刺激が現れた時だけに特徴的に観測される。特に10から20%の目標刺激と、80から90%の非目標刺激を組み合わせた時に、最も効果的にERP波形が誘発されると言われている⁽¹⁶⁾。このような課題提示方法をオドボール課題（Oddball paradigm）と呼ぶ。P300をより効果的に誘発させるためには、これに加えて、目標とした刺激の出現回数をカウントし、後で報告させるなど強制的な負荷を与える必要がある。P300は、課題認知後の「次の動作のためのトリガ電位（インパルス）」と位置づけられることから、反応動作を強制実施させなければその誘発電位は大きくは出てこない。他にも、刺激

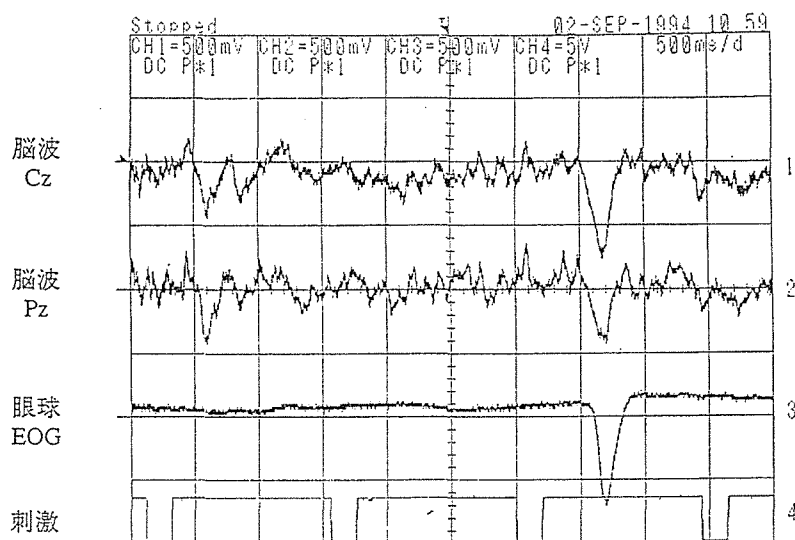


図 1 0 脳波の実測例

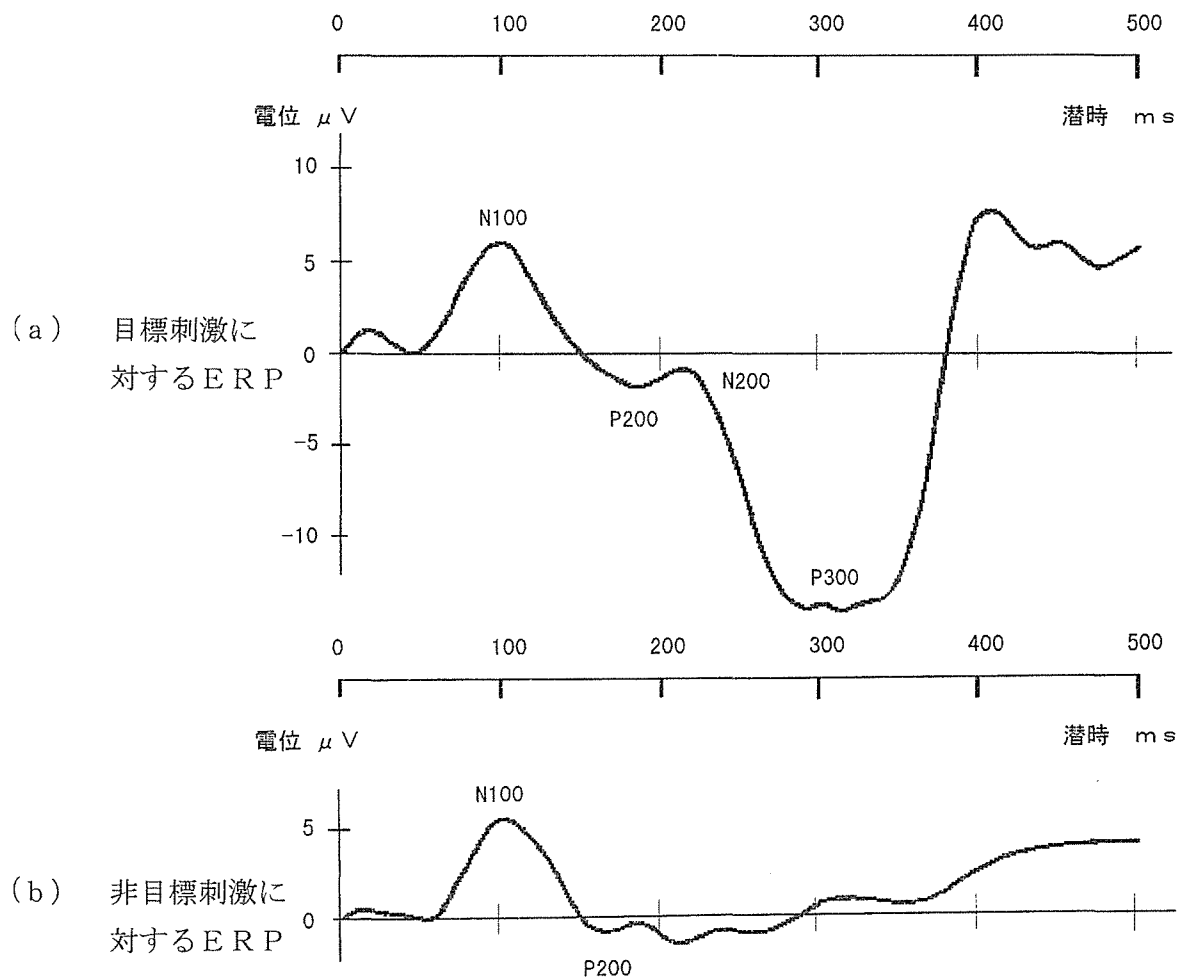


図 1 1 ERPモデル波形

を提示する間隔 (inter-stimulus interval) や不応期, 更には提示する課題の規則性や課題に対する慣れも複雑に関与する.

また, これらの誘発電位は頭皮上で観測するには非常に小さな電気的な変動であり, 通常は提示した刺激とは直接関係ない脳電位変化や筋電位など他の成分の中に埋もれた形で観測される. 従って, 提示した刺激に応答して誘発される電位の振れを, 一回の検出波形から取り出すことはまず不可能である. そこで加算平均処理 (アベレージング手法) が用いられる^{(16) (17) (21)}. 課題となる複数の刺激を反復して与え, その各々の刺激の提示したタイミングを基準として複数回の計測結果を加え合わせることで, ランダムな波形成分が相殺され, 刺激に対し直接関与する成分のみが拡大されてくる. 一般的に30回程度加算平均することが望ましいとされている. なお, アベレージングについては 3-3-2 アベレージング で詳しく述べる.

3-2-4 文字選択

P300を利用したアルファベット文字選択の可能性については, 1988年に Farwell と Donchin によって報告されている⁽²⁰⁾. 彼らは, 6×6のマトリクス状のアルファベット・ボードをCRT画面上に提示し, このマトリクスの行と列を順次点滅させることで, 検出されるERP波形の中からP300成分を抽出し, 意図した文字を選ぶ手法を提案している. この判定のための手段として, ステップワイズ判別分析法, ピーク検出判別法, 面積比較法, テンプレート相関係数判定法などの各種手法を用い, ある条件下で1分間に平均2.3文字の判読が可能であると報告している. また同報告では, 特にステップワイズ判別分析法とピーク検出判別法が有効であるとしているが, 提示する課題の種類により, これらの判定アルゴリズムを変える必要性を示唆しており, 改善すべき点が多くある. この他にも, 被験者により提示課題に対する応答に差がある, 安定した結果を長時間に渡って得ることは困難であるなど, この方式を利用した文字選択手法の実用化にはまだまだ課題が多い.

また山田らは脳波を使ったキーボード入力手法について報告している⁽³⁷⁾. そこでは, ERPの波形処理により画面に提示される複数の文字の判別が可能であるとしているが, この波形処理で認識率を上げることは難しく, 誤判定時のキャンセル手法に「まばたき」

を利用し、試行を何回か繰り返すことで対処しているに過ぎない。何れの手法も、重症のALS患者への入力手段としては殆ど実用にならない。

このように脳波の解析についてはいろいろな試みが行われているが、何れの場合も実験的な可能性の検討のみで、脳波を文字選択や課題選択のための主たる手段として積極的に活用するに至っていない。これは人の脳波という不確定な要素を、得られた結果の解析という面でしか捉えていないためである。このような点に鑑み、このERP波形をより効果的に誘発させるための望ましい課題提示の方法や手段などについて更に検討を行った。

3-3 語句選択課題

ERPの検出については、ランダムな刺激の提示と受けた刺激の比較・照合の手段が深く関与している。そこで、具体的に5つの異なる語句（意味のある言葉）を提示し、その中から目標とする1つの語句を選択する課題を与えて評価実験を行った。ここでは、課題提示の方法と提示する課題の内容をいろいろ変えて、それぞれの検出結果を検討した⁽⁴⁵⁾⁽⁴⁹⁾。何れの課題も、目標とする項目の出現比率が20%となり、オドボール課題に相当する。

3-3-1 課題提示手法

まず課題の提示方法と検出された波形との関係を見るため、次の4種類の方法で評価実験を行った。

課題提示方法：（図12 参照）

- (1) 5つの課題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、何れか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、何れか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、何れか1つの項目をランダムに選
びながら順次表示する

提示する5種類の項目は、すべて乱数を用いたランダム表示とした。

次に、各々の課題提示方法について実際に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。

課題提示内容：（図13 参照）

- (1) 提示語句を全て< (a) ひらがな >で表示する
- (2) 提示語句を全て< (b) 漢字 >で表示する
- (3) 提示語句を全て< (c) 英数字（アルファベット） >で表示する
- (4) 提示語句をひらがな、漢字、英数字などの< (d) 組み合わせ >で表示する

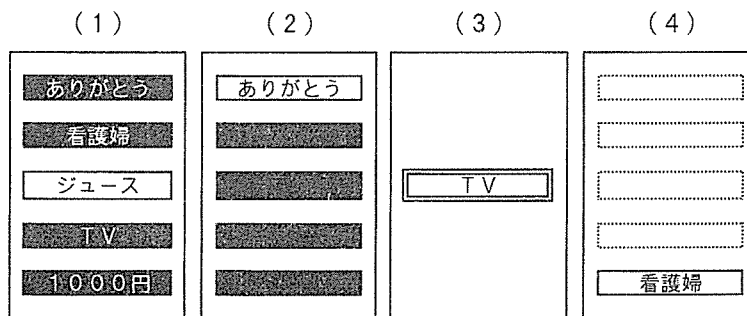


図12 課題提示の方法

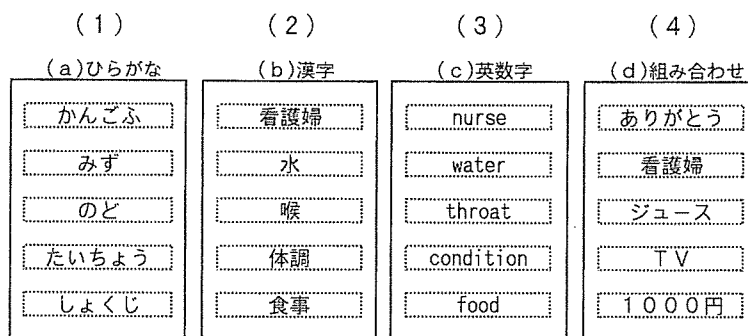


図13 提示課題の内容

具体的なERPの測定は、図9で示した国際10-20法に準拠しながら、計測のための電極ポイントを2点とする簡易的測定法を用いて行なった。即ち、計測のための電極は、接地電極に前額部（Fpz）を、導出電極に正中中心部（Cz）及び正中頭頂部（Pz）を、基準電極に両耳たぶ（A1, A2）を用いた。図14に電極の配置図を示す。また、「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。そのため、その時の測定結果を除外する目的で、目の周辺に「まばたき」検出用の電極を設けた⁽⁴⁵⁾。このようにして図12と図13に示す4種類ずつの方式の組合せで課題を構成し評価を行った。

ところでこの脳波測定は、機械的振動や電氣的なノイズが少なく、また静寂で安定した精神状態で行うことが望ましい。しかし実際の病院の患者などへの適用を考えると、特別なシールドルーム内での測定は実状とかけ離れており、一般の居室でアースシートを敷く程度のノイズ対策で行うこととした。提示する視覚刺激としては、課題となる項目を順次表示画面上にランダムに表示していく。検出された脳波波形のA/D変換時のグラニュアリティ（粒度）を考慮して、刺激の提示間隔は300～400ms、サンプリング周波数は500Hzで記録した⁽⁴⁵⁾。

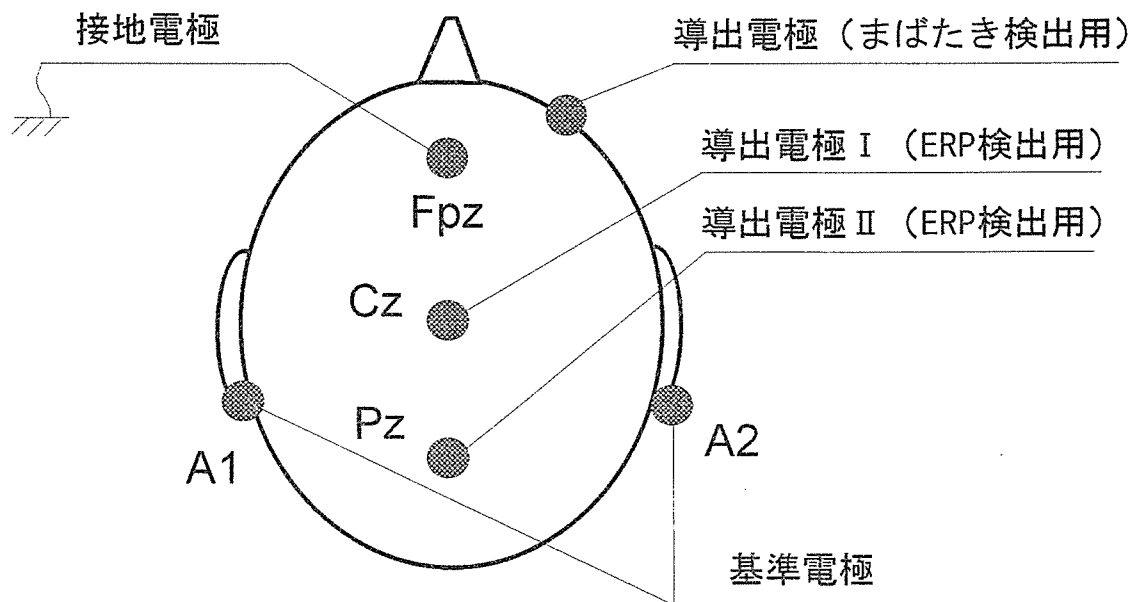


図14 ERP測定電極配置

図15に誘発されたERP波形のうち、P300成分のピーク位置分布、及びその出力電圧を各提示課題ごとにプロットしたものを示す。図15の(X)、(Y)は、異なる被験者に対するテスト結果を表している。課題提示方法(1)や(2)のように、表示する位置が提示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、英数字、及びそれらの組み合わせ)によらずほぼ同じ傾向を示すことから、提示課題に対する判断がその項目の表示されている位置情報によるためと考えられる。これに対し、課題提示方法(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上で、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、比較的後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)英数字」の場合にP300ピーク位置の時間遅れの傾向が強い。また何れの課題においても、被験者(X)と(Y)とでP300ピーク位置分布の傾向が異なる。(X)に対して(Y)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後れ時間(潜時)については、かなり個人差があるものと推定される。

次にこの実験結果のP300誘発電位レベル(電圧の大きさ)について比較してみる。図16-(1)~(4)に結果を示す。この(No.1)~(No.4)は課題の提示方法の分類に対応する。また提示する内容は、課題提示内容(d)の漢字、かな、数字などを組み合わせた課題とした。図中の①~⑤は提示した課題項目(①ありがとう、②看護婦、③ジュース、④TV、⑤1000円)の各番号に対応する。被験者が目標とした項目は、白抜きの番号表示で示す。各実験結果を見ると、(No.3)を除いて何れもピーク電圧が高いものが被験者の目標とした課題項目と一致している。300~600msの範囲で検出波形の電圧ピーク値を比較するだけでも、ある程度選択項目を推定できることが分かる。しかしより正確に判定するのであれば、検出波形のP300ピーク電圧の潜時と誘発波形の時間分布特性を加味し、更にP300特有の成分のみを効果的に抽出する方法を考える必要がある。またこれらの特性を引き出すにあたっては、課題を提示する手順に何ら規則性を持たせないこと、そして個々の課題が適当な識別特性を有すること、また慣れの防止や課題提示の意外性などについても十分考慮する必要がある。このようにP300の

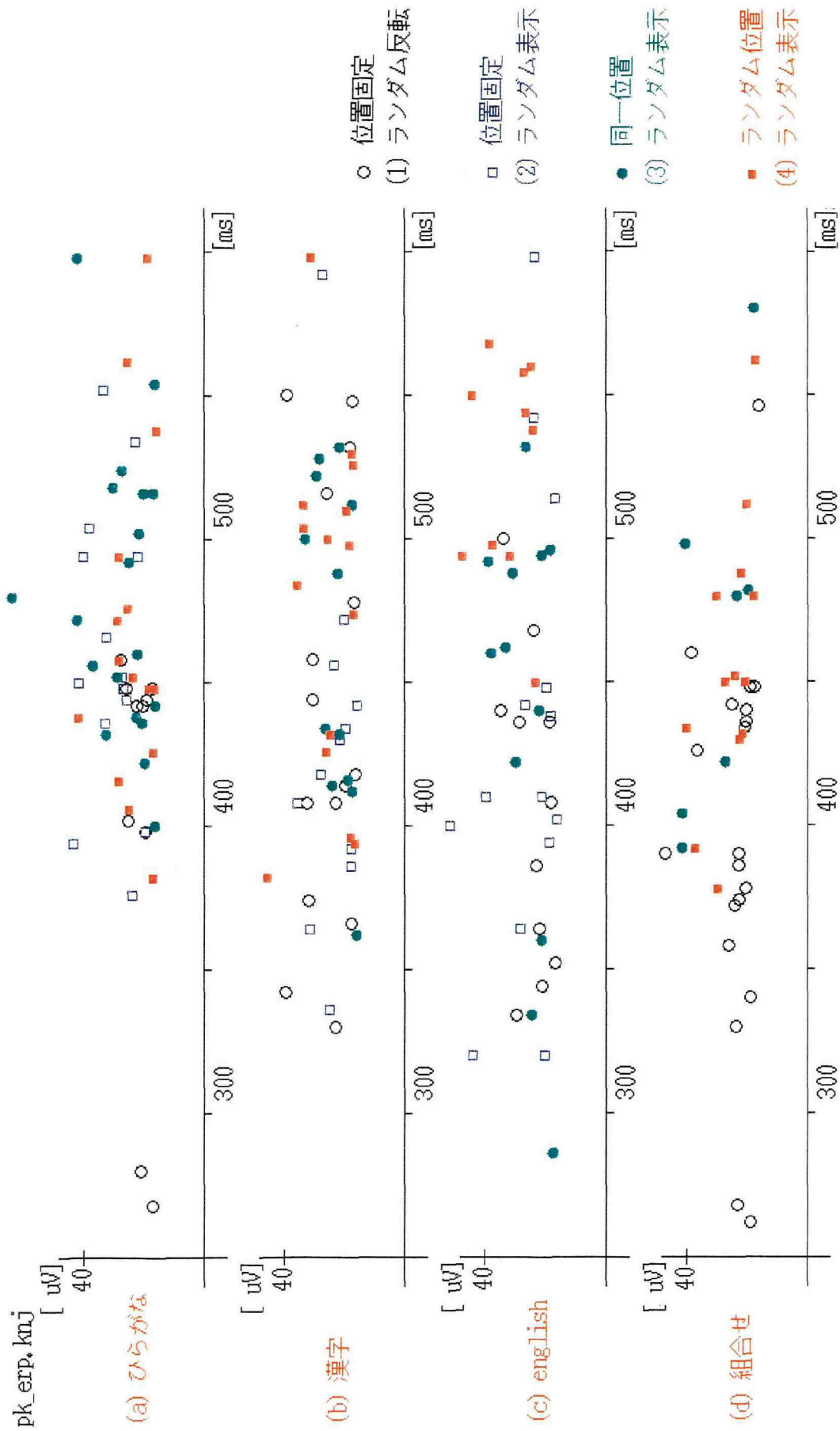


図15- (1) 提示課題ごとのP300ピーク位置 (実測値) 被験者 (X)

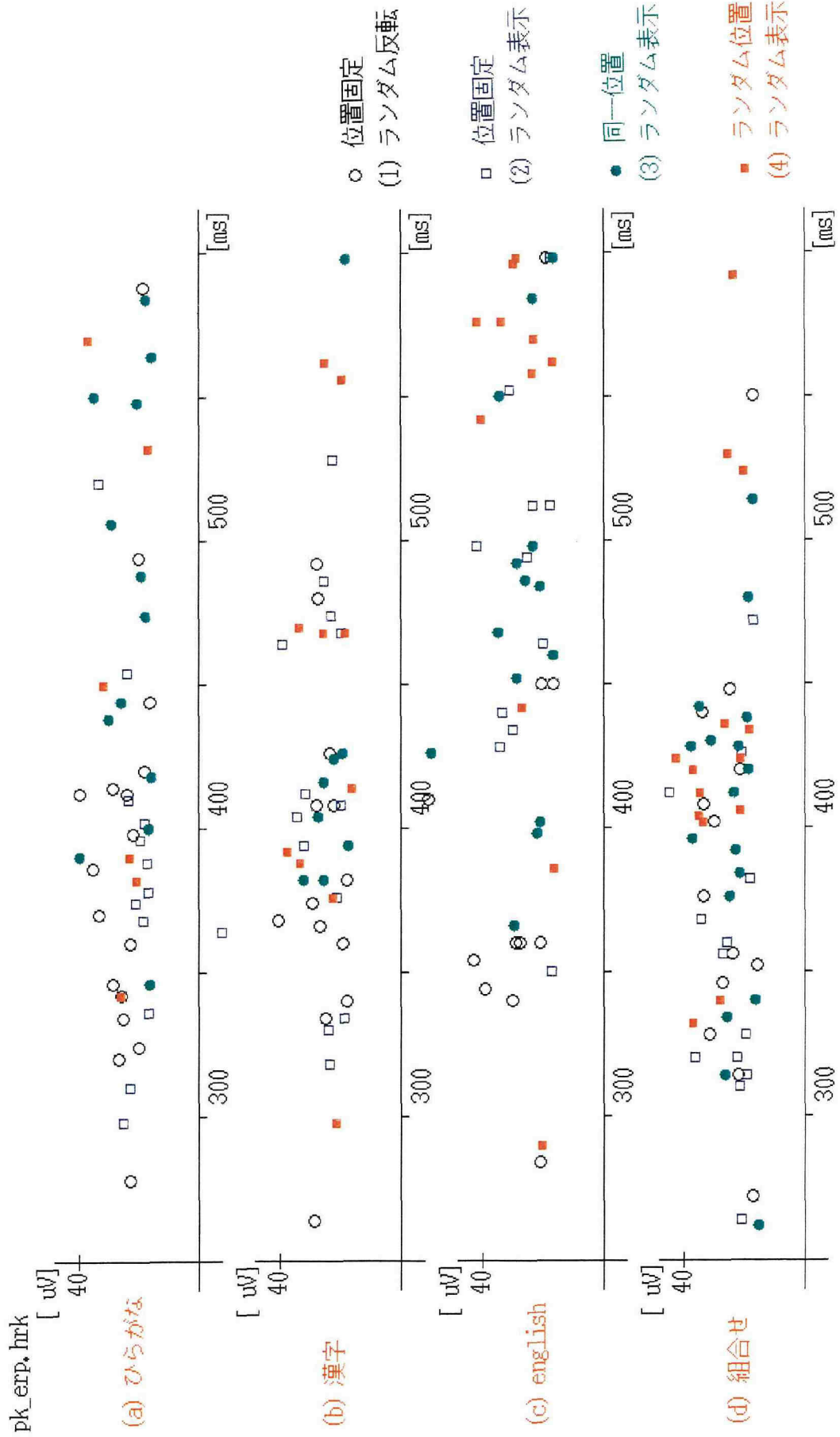
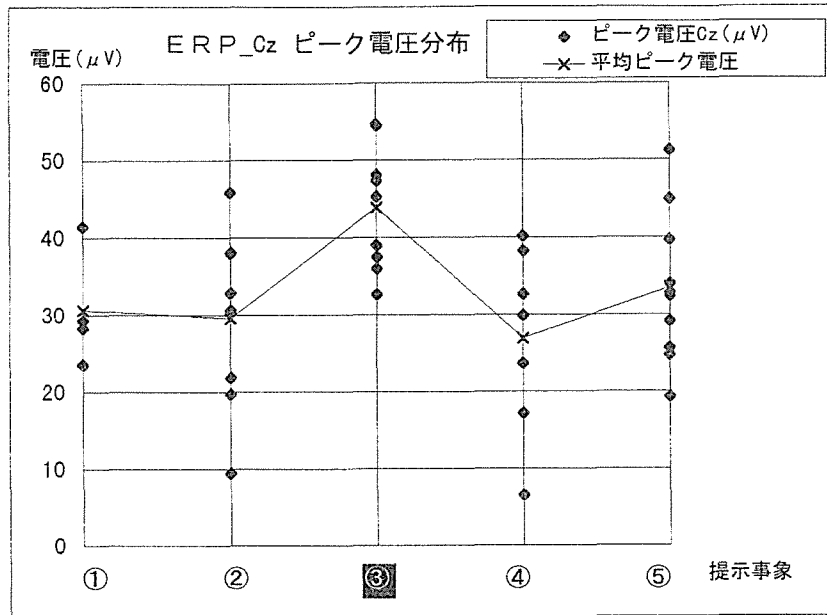
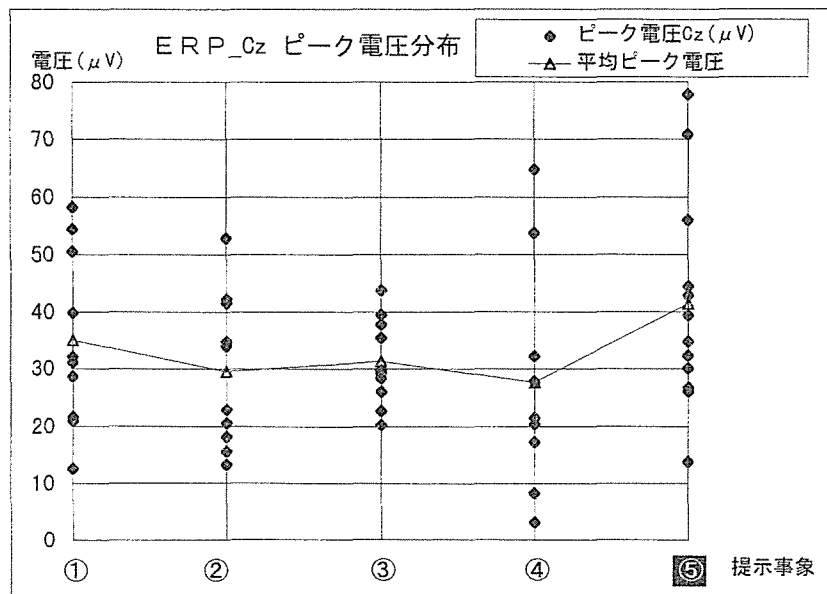


図15-(2) 提示課題ごとのP300ピーク位置 (実測値) 被験者 (Y)

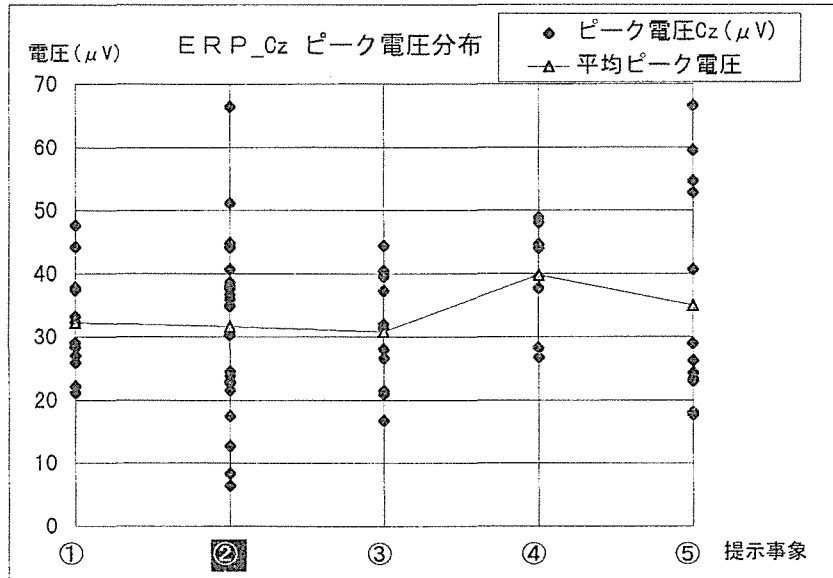


(1) 項目を表示し,ランダムに反転

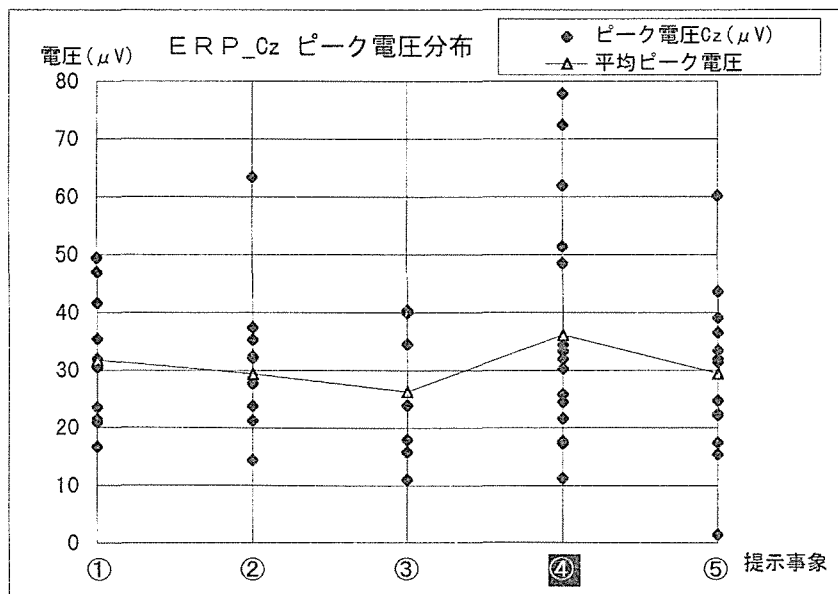


(2) 項目ごとの指定位置にランダムに表示

図16-1 提示課題ごとのP300誘発電位の分布 (計算値)



(3) 表示位置を固定し項目ランダムに表示



(4) 任意の位置に項目をランダムに表示

図16-2 提示課題ごとのP300誘発電位の分布 (計算値)

特徴とそれが誘発される意味を十分理解した上で、選択内容に適した課題提示方法を決める必要がある。

3-3-2 アベレージング (加算平均)

ERPの測定に対しては、不規則に現れる成分を除去するためにアベレージングが効果的である⁽⁴⁵⁾。このアベレージングの特徴の一つは、検出されたERP波形に含まれる筋電位や電源ノイズ、 α 波などの各種雑音成分（アーチファクトと呼ばれる⁽³⁰⁾）を効果的に取り除くことができることである。またもう一つ有効な特徴として、P300成分を含む波形が確実に取り込めることである。一連の課題提示によるERP波形検出結果の中で、一般的なERP出力波形の特徴として、目標刺激であるにもかかわらずP300成分が検出されていない、逆に他の刺激に対してP300と類似した成分波形が観測される場合がある。検出結果にこのような波形が含まれていても、複数回の測定結果をアベレージングすることで、これらの影響を排除することができる。

ところで提示する課題によっては、アベレージングを行わない単一試行でのP300検出が試みられている。西田らは単一試行で得られた波形に適切なバンドパスフィルタを通して雑音成分を除去する方式を提案している⁽¹⁹⁾⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾。しかし適用するフィルタ特性の選択を誤ると必ずしもP300を抽出できない。もちろん検出データ自体にP300成分が必ず含まれている必要がある。図17に同一刺激に対するERP単発波形（5回分）とアベレージング後の波形を示す。検出データの中から高い確率で且つ継続的に目標刺激を特定するためには、単一試行による結果だけでは無理がある。

これに対してThakorらは、単一試行波形に対する適応フィルタ処理と、この結果の複数回の加算平均を組合せることで、より少ないサンプルでP300成分の判定が可能であるとしている⁽²⁷⁾。これは試行回数を削減する点で有効となる。またMoserらは、時間と周波数の2ステップフィルタ処理にて誘発波形の特徴を捉えることを提案している。これは時間、周波数成分の特徴抽出という新しい試みとして注目に値する⁽²⁸⁾。そしてBertrandらは、この解析手法をウェーブレット変換へ発展させ、脳波の特徴抽出に有効なことを報告している⁽²⁹⁾。このようにERPの波形処理手法について各種の検討がなされている。これらは何れも、脳波の雑音成分を除外して特定の信号成分を見やすくする工夫を行った

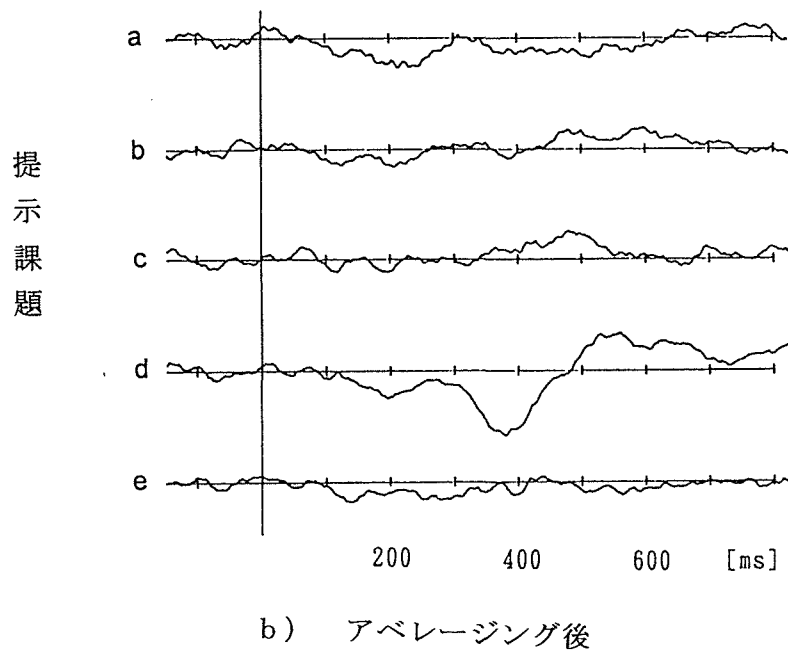
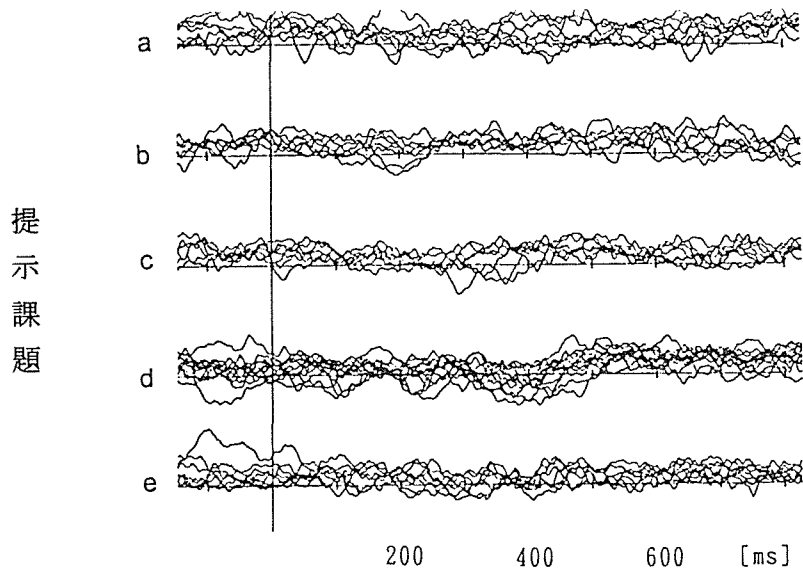


図17 アベレーシング前後でのERP波形の比較 (実測値)

ものである。

3-3-3 課題提示とP300

P300は1965年に Sutton の論文⁽²⁴⁾の中で初めて発表されて以来、様々の感覚的刺激に応答する認知活動の指標として広く研究されてきた。このP300は、正式には「後期陽性複合体」(late positive complex)と呼ばれ、実際は各種の異なる特性を有する成分が多く含まれる。脳波測定においては、正中中心部Cz及び正中頭頂部Pz、で優先的に検出されることが知られている⁽¹⁶⁾。そしてこのP300は、課題提示から300ms～600msの遅れで誘発されるが、この遅れ時間は、脳内で行われる刺激に対する選択反応によるものだけではなく、目標とする課題を識別するために必要な刺激への評価(stimulus evaluation)の時間的な指標と考えられている⁽¹⁶⁾。

例えば、それは記憶の更新と修正、データの照合・結果の同定、それらに基づく次のアクションへの起動である。ところが、たとえ記憶と一致する課題であっても、刺激に対する「慣れ」には反応しない。これは、課題に対する判断や選別方法を学習により体得してしまうと、P300の本来的な意味、「記憶の更新と修正」の必要性が無くなるからであると考えられる。また、注意力は刺激に対する選別チャンネルの働きをする。注意力が提示課題から外れるとP300は誘発されない。課題に対する注意力もERP波形測定に対しては重要なポイントである。例えば視覚刺激に集中した場合、聴覚刺激は非集中課題となる。実験中の回りの雑音や目を引く現象も提示課題に対する非集中課題となり、ERP波形の検出に対して阻害要因となる。

3-4 まとめ

知覚や思考活動の有無は、脳波を観測することである程度は調べることができる。しかしこれらは、それが何であるかを特定できるような絶対的なものではない。脳の思考活動については、多くのデータの積み上げと解析、現れた結果との相関性を対比することにより経験則的に知り得るものであり、現代の医学や工学(各種近代的計測設備、解析手法)

を駆使しても容易にその働きを解明するに至っていない。

ただここ数年は、PET*¹、SPECT*²、SQUID*³など大掛かりな装置を用い、脳それ自体の解析がかなり行われるようになってきた⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾。「脳の働きの解明」、「脳の病気の克服」、「脳を模写したコンピュータの研究」などの観点から、また「思考や意志などの精神機能のメカニズムの解析」、「アルツハイマー病や精神障害の原因究明と治療」などの実現のため、盛んに研究され始めてきた。しかし、まだそれらのプロセスのほんの入り口に過ぎない。ALS患者の意志伝達補助の手段としては、このような大掛かりな装置を用いることはもちろんできない。比較的容易に計測でき、再現性があり、日常生活の中でも十分利用できる、そのような機器が切望されている。そこで、誰でも比較的容易に計測できる（例えば医学的な処置が全く不要で、一般病棟や家庭治療の患者でも利用できる）脳波に着目し、この解析手法（特に脳波を効果的に誘発させるための手段と、得られた結果の評価方法）を改善することで意志伝達の手段とすることとした。

事象関連脳電位（ERP）は、人間の情報処理過程の細部の仕組み知る上での有力な指標となる。次章以降では、ERPの検出結果の処理方法と自動判定への試み、またCAへの適用を前提とした課題提示の方法について具体的に紹介する。

(*¹) PET：陽電子放射断層撮影装置

(*²) SPECT：単光子放出断層撮影装置

(*³) SQUID：超伝導量子干渉計

第4章 提示課題の自動判定

4-1 はじめに

脳波を利用した語句選択実験などで計測されたERP波形から、目標となった対象項目を決定する場合、ある数値レベルをその判定の基準とすることは困難である。これはその時々々の計測条件や課題の提示方法などが、検出波形（電圧レベル、各波形の形状やピーク位置など）に直接関与するため、予め規定値で判定条件を設定することはできない。従って、提示された各項目に対して検出された波形を複数回加算し、その有する特徴成分を拡大し、更に提示課題ごとの波形の傾向を相対的に比較し、P300成分の存在を特定する方法が用いられる。正確な判定を行うためには、安易に加算回数を減らすことはできない。そこで提示する項目数が増えれば計測のための時間も必然的に増える。しかしCAの入力手段として利用するためには、その判定結果を早く出すことも考えなければならない。ここでは検出されたERP波形からこのP300成分を早く、且つ正確に抽出し、被験者の選択した項目を自動的に判定する手法について述べる。

4-2 ウェーブレット変換

目標とする課題を特定するために計測結果をアベレーシングし周期的な成分を抽出する方法は有効である。しかしこれだけでP300成分を確実に且つ短時間で判断し自動検出するのは非常に困難である。そこで検出されたERP波形に対して、ある特定の周波数成分の特徴を効果的に取り出すことができるウェーブレット変換を適用し、P300成分を抽出することを試みた。

ウェーブレットは、小波、さざ波（漣）を意味する言葉であり、波を一つのかたまりとして捉えることが特徴である。フーリエ変換は直交級数で果てしなく広がる波を近似的に表すため、ある位置（特定時間範囲）での周波数解析にはあまり適していないといわれる。その点ウェーブレット解析では、その変化の位置とその時の周波数を測定することができるという特徴がある^{(31)~(35)}。

ウェーブレット変換は、あるウェーブレット・ファミリーを基底系として選び、一つの基底系の係数倍を加算して表す。基底系の要素を表すために、スケールとトランスレーションを使って区別する方法がある。ウェーブレット変換には、連続ウェーブレットと離散ウェーブレットがあり、この中で直交系を有する離散直交ウェーブレットがよく知られている。本研究でERP波形解析に応用するハール・ウェーブレットと呼ばれるものはこの離散直交ウェーブレットの一例である。

ウェーブレット変換について簡単に説明する⁽³⁵⁾。ある信号波形 $f(x)$ をウェーブレットで切り出した信号成分は、時間軸における位置と、そこでの局所的な周波数成分を表している。これを時間周波数平面に表すと図18の例のようになる。信号の周波数が時間的にどのように分布しているかがよく分かる。例えば、マザー・ウェーブレット $\psi(x)$ を b だけシフトし、 a だけ伸縮したものが時間周波数平面での信号表現となる。このようすを図19に示す。このパラメータ b と a を変化させることで、原信号 $f(x)$ の積分 $\int_{-\infty}^{\infty} \psi((x-b)/a)f(x)dx$ の絶対値が大きく変わる。この変換結果を図20に示す。信号波形 $f(x)$ のある部分を、ウェーブレット $\psi(x)$ で重ね、積分すると図20(左)のようになる。この場合、原信号とウェーブレットの周波数が類似しているため、その近傍での積分値は符号を変えず大きくなる。次に信号の異なる部分を同様に処理した結果を図20(右)に示す。ここでは近傍での波形類似成分が無いため、積分結果は符号を変えて変動する。このようすを b と a をいろいろ変えてプロットすると図21のようになる。これは、原信号のウェーブレット変換を3次元で表した例であるが、この変化を2次元平面の濃淡画像で表すことも可能である。

4-2-1 ハール・ウェーブレット変換

脳電位波形各成分の電位の大きさや、それぞれの振れの頂点位置は、測定条件（提示する課題の種類やそのタイミングなど）により変化すること、そして誘発波形のベース電圧のドリフトにより電圧基準点がズレることなどが波形解析を困難にしている。そこでハール・ウェーブレット変換を用いて、ERP波形の中からP300成分を効果的に抽出するための方法について検討する⁽⁴⁸⁾。

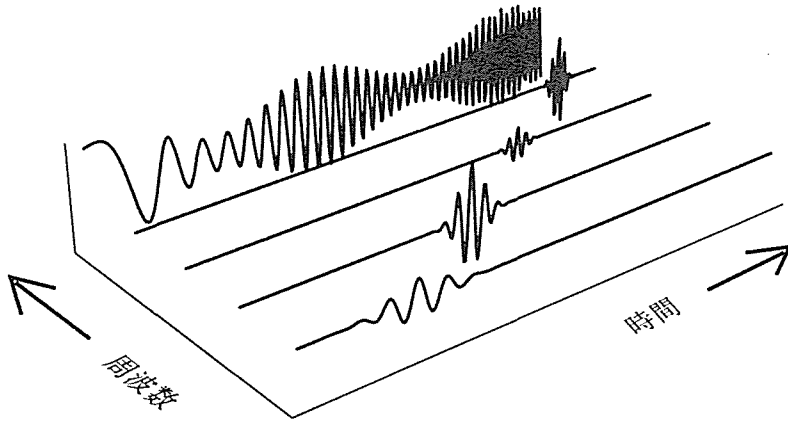
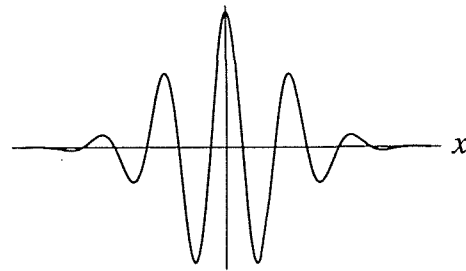


図18 信号平面上的のウェーブレット



マザーウェーブレット

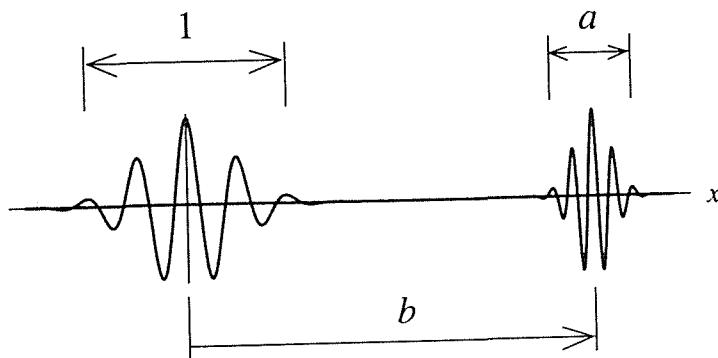


図19 ウェーブレットのシフトと伸縮

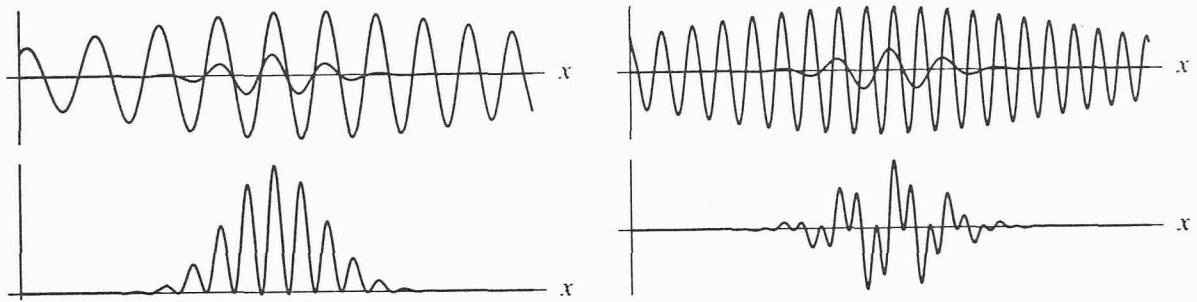


図20 原信号とウェーブレット及びその積

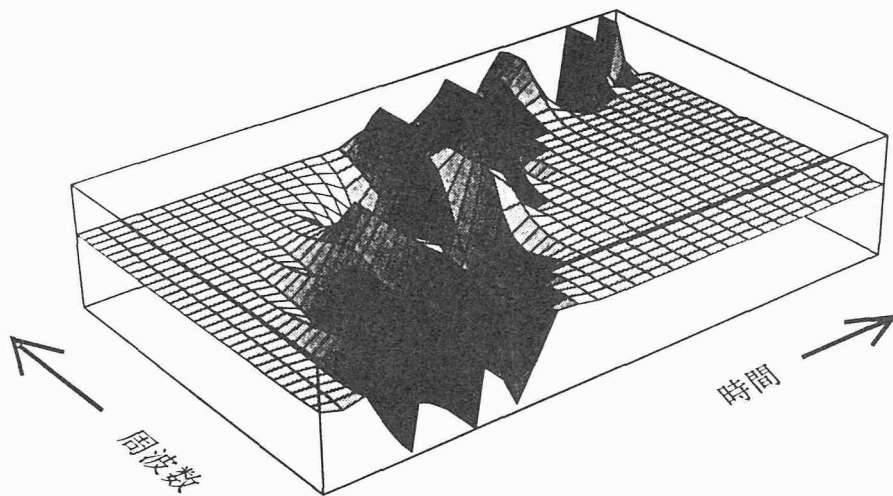


図21 3次元で示すウェーブレット

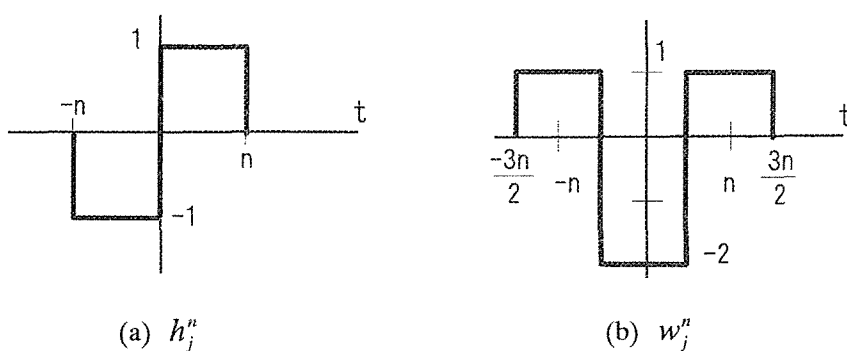
ウェーブレット変換の特徴は、特定波形の時間分解能に優れている点で、例えばある周波数成分の時間的な変動が比較的容易に抽出できる^{(31)~(35)}。即ち、連続する波形の中からある時間範囲内で且つある周波数成分に的を絞って取り出す方法は、ERP波形の特徴成分を抽出する場合に有効である⁽⁴⁸⁾。

本研究ではハール基底と呼ばれる直交基底関数を用いた多重解像度解析を行った。基底関数を図22に、この2つの基底関数を用いた変換式を次に示す。なお時間分解能を高めるため、基底関数と原信号の畳み込みを行ったため、変換における直交性は失われる。

$$H_i^n = \frac{1}{n} \sum_j h_j^n x_{i+j} \quad h_j^n : \text{基底関数} \quad (1)$$

$$W_i^n = \frac{1}{n} \sum_j w_j^n x_{i+j} \quad w_j^n : \text{基底関数} \quad (2)$$

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、また 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。



基底関数

$$\text{変換式} \begin{cases} H_i^n = \frac{1}{n} \sum_j h_j^n x_{i+j} \\ W_i^n = \frac{1}{n} \sum_j w_j^n x_{i+j} \end{cases}$$

図22 ハール・ウェーブレット変換基底関数

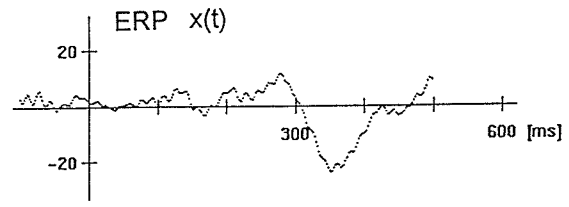
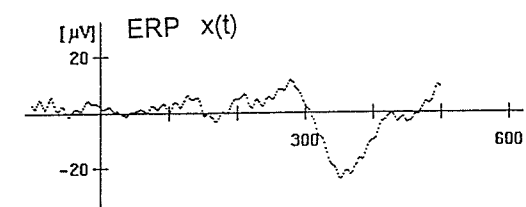
この変換を、基底関数の時間幅をパラメータにして、ERP検出波形へ適用した結果を図23に示す。式(1)では、原波形の一階差分、即ち対象とした波形の平均的な傾き特性が得られる。また式(2)では、二階差分、即ち原波形の凹凸成分の示す特徴を取り出すことができる。このように変換式のパラメータをいろいろ変えることで、特定の周波数成分に対する効果的なバンドパスフィルタ処理を行うことができる。これはP300が観測されたERP波形にハール・ウェーブレット変換を適用することで、その波形成分の特徴を容易に抽出することができることを示している。

4-2-2 ERP波形のフィルタ処理

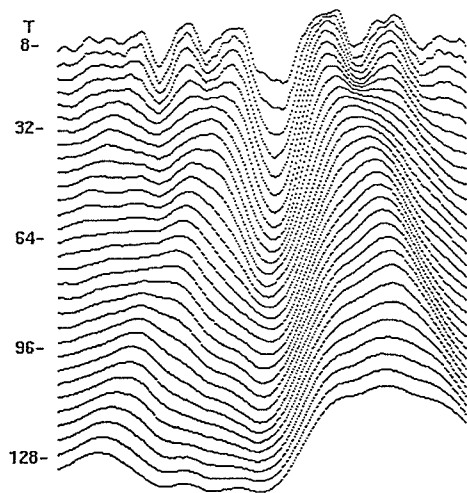
図24は、計測された一連のERP波形にこのハール・ウェーブレット変換処理を行った結果で、周波数ごとの成分を画像の濃淡で表現したものである。ここでは、特定周波数での振幅が大きいほど濃く表現されている。電源ノイズや、数Hzと言われるERP波形のP300成分を画像として捉えることが容易にできることを示す例である。

また、各々の課題提示に対して検出されたERP波形に、基底関数 w_j' によるハール・ウェーブレット変換を行った結果を次に示す。提示する視覚刺激としては、第3章 3-3-1 課題提示手法 で示したように画面上に異なる5種類の語句をランダムに表示し、その中から被験者の意図する語句が指示もしくは表示された回数をカウントしてもらう方法で行なった。提示する刺激の間隔は300~400msで、計測のためのサンプリング周波数は500Hzとした。また基底関数にはERP波形のP300に相当する波形成分である周期250ms(周波数4Hz)を中心とした周波数成分をバンドパスするパラメータを設定し、これを用いて原波形をハール・ウェーブレット変換をすることにした。結果を図25に示す。(a)はCz, Pzで計測された脳波の原波形、(b)は提示刺激ごとに分類したもので、このアベレージング結果を(c)に示す。(d)は(b)をウェーブレット変換したもので、(e)はその変換結果をアベレージングしたものである。

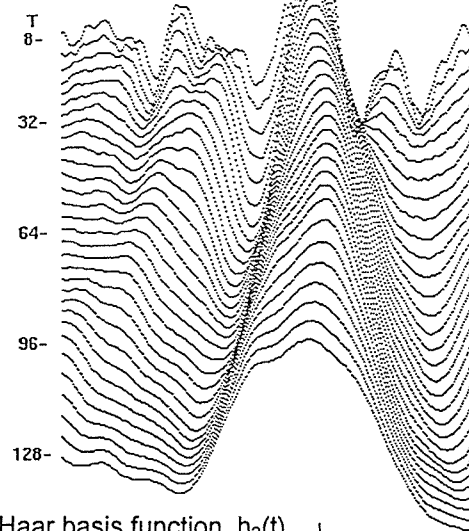
これによると、特に目標刺激に対するERP波形(図中(e)の右から2番目の波形)に対して、刺激を与えてから350~450msの間で波形の振れが最も大きくなっているのが分かる。このように、変換後の各々の提示課題に対する電圧のピークを数値的に相対比較することで、P300成分の有無を高い確率で捉えることが可能となる。



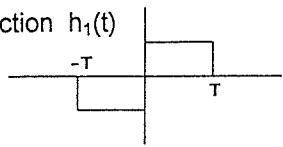
H₁ Wavelet Transform



H₂ Wavelet Transform



Haar basis function $h_1(t)$



Haar basis function $h_2(t)$

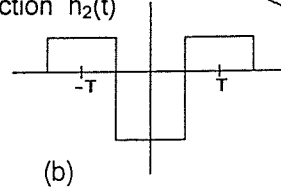


図 2 3 ERP 波形のウェーブレット変換 (実測並びに計算値)

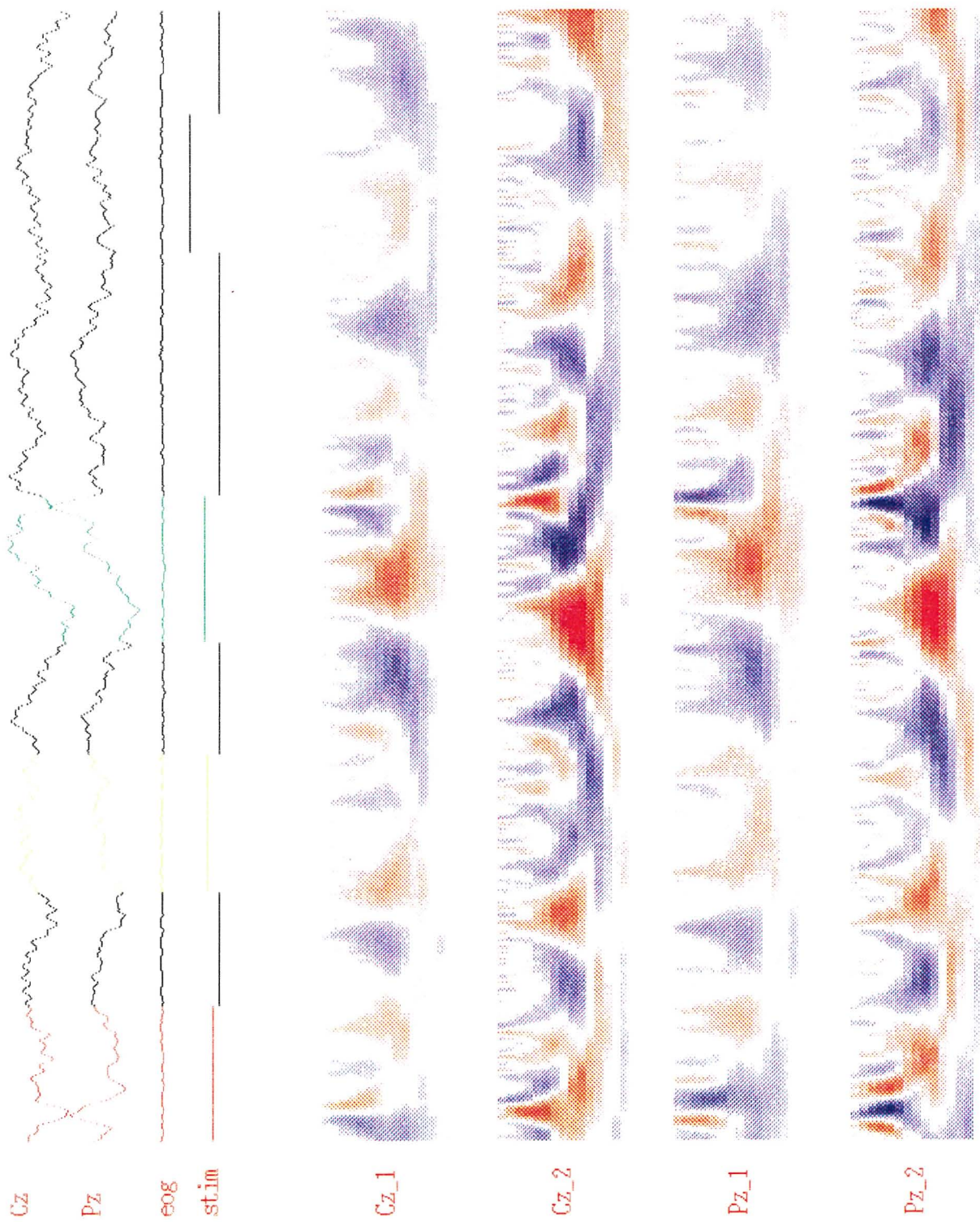
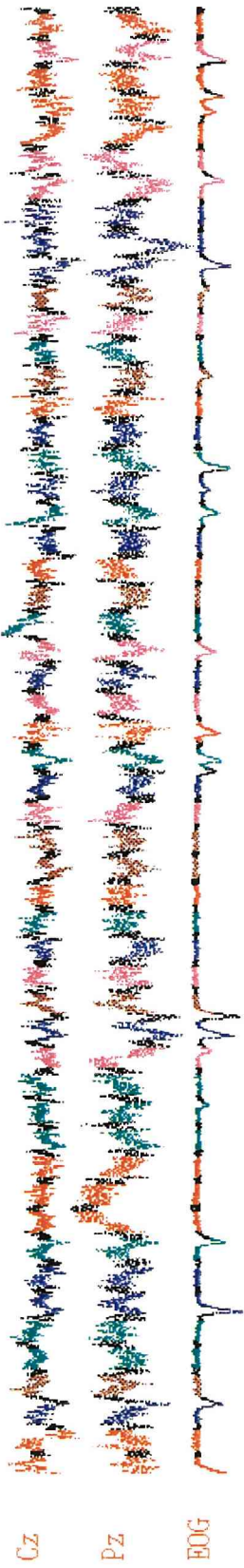
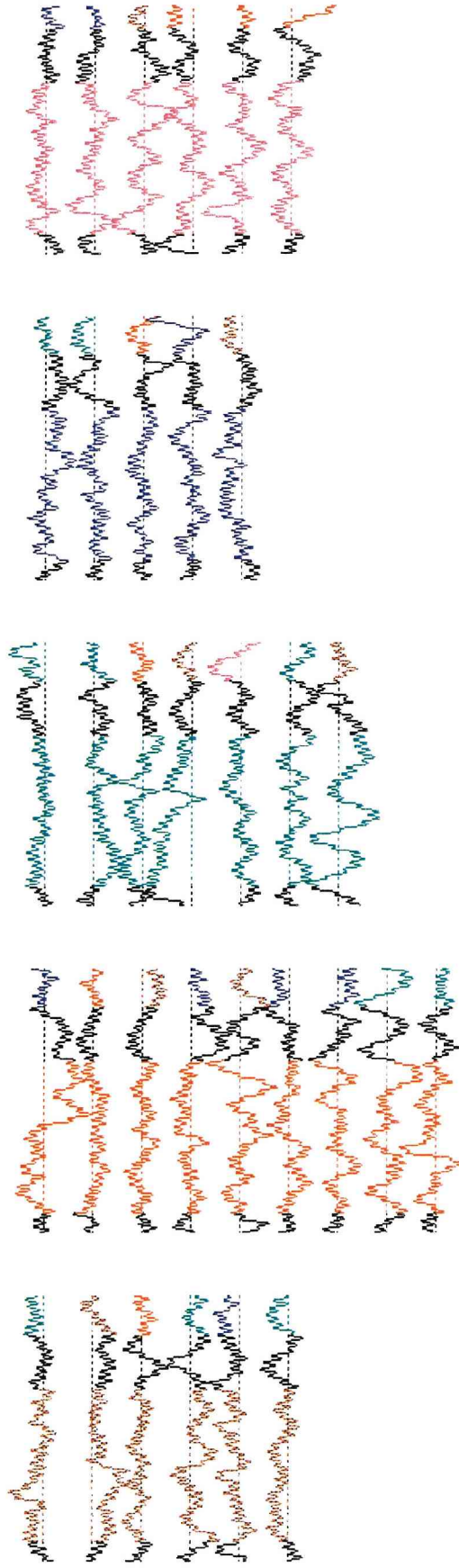


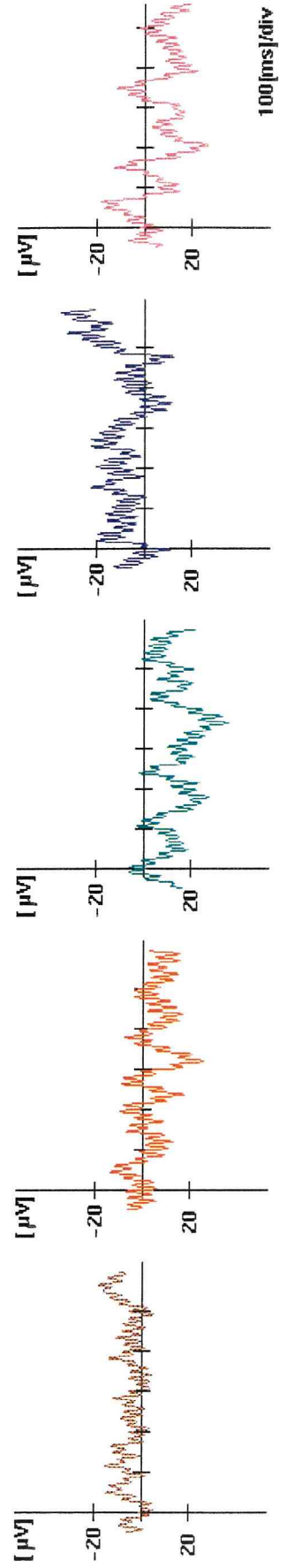
図2.4 ERP波形のウェーブレット変換（濃淡画像解析結果）



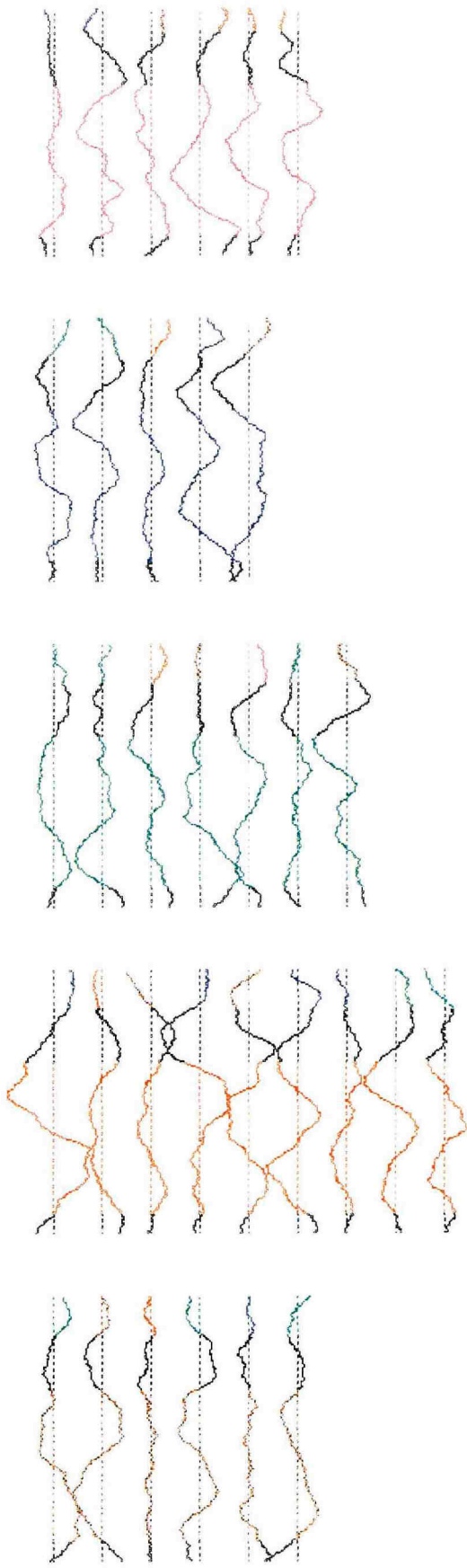
a) Cz, Pz and EOG



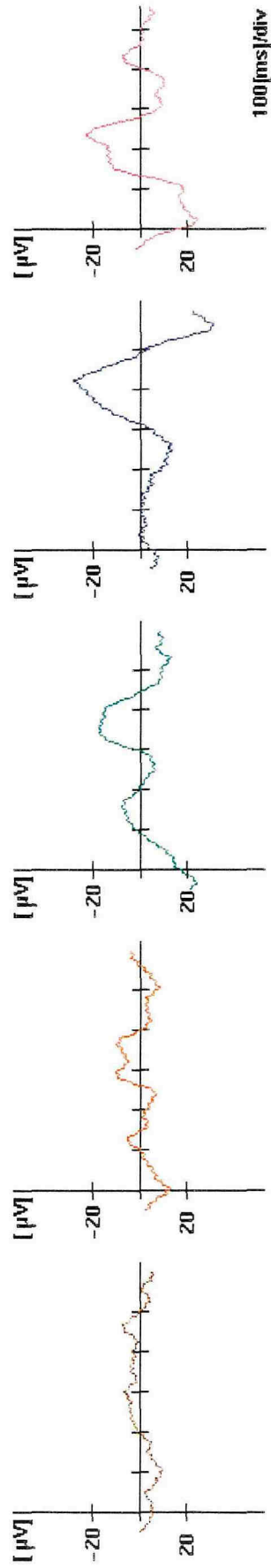
b) Assemble of ERP Wave-form for the same stimulus



c) Result of averaging of (b)



d) ERP Wave-forms after filtering of waves (b)



e) Result of averaging of (d)

図 2 5 E R P 計測波形とその処理

表1は、ERP検出波形にこの変換処理を適用して自動判定を試みた結果である⁽⁴⁸⁾。実験は10名の被験者について5つの語句選択の課題を10回（1回の選択実験で約50回の視覚刺激を提示）行い、そのたびにどの語句を選択したかを自動判定した。判定基準は、刺激点から300～550ms間の変換後の波形の振れが最大となったものを目標刺激と判定する。最大値が一定基準に達しないものは判定不能とする。この結果を見ると、全体の正解率はおおよそ70%である。健常者を対象とした実験室レベルでの測定であり、また提示課題に対する被験者の不慣れや、課題への集中力を長時間維持させることが難しい中で、一応満足すべき結果が得られた。しかし具体的にCAへ適用するためには、もっと正答率を上げる必要がある。

4-3 スコア算定方式によるP300判定

ERP検出波形を処理することで、P300成分の存在を自動判定する手法について検討を加えてきた。しかし脳波を人の意志判断のパラメータとして利用することは、その検出波形に各種のノイズ成分が多く含まれていること、刺激の提示と出力結果が被験者によって必ずしも同じではないこと、計測結果がかなりばらつくこと等の要因により容易ではない⁽⁴⁹⁾。

Subject	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	Total
Correct	7	8	8	8	6	6	8	5	6	10	72
Error	0	0	1	0	0	2	1	4	3	0	11
Unknown	3	2	1	2	4	2	1	1	1	0	17
Correct -ratio(%)	70	80	80	80	60	60	80	50	60	100	72

表1 P300成分自動判定（ウェーブレット変換適用）

ノイズの除去については、先のハール・ウェーブレット変換の応用とアベレージングにより一応満足すべき結果が得られた。しかし波形計測結果のばらつき、特に提示する課題や被験者の年齢、性別などの違いにより処理波形のピーク位置や最大振幅はかなり異なる。そこでこれら不特定の要因に左右されない有効な処理手法と、その結果の判定手法について更に検討を行った。

4-3-1 波形ピーク点と成分面積

ERP波形の中のP300成分の特徴を引き出すために、検出波形に対して4つの指標を設定し、これらの結果を加点して算出するスコア算定方式を提案する⁽⁵⁰⁾。この判定のための計測値は、ハール・ウェーブレット変換とアベレージングで処理された電極Cz及びPzでのERP検出波形を用いる。そして算定のパラメータとして、波形の正の部分の面積及びP300成分のピーク電圧を用いることとする。図26にもとづき、この方式について説明する。

- (1) 刺激後、200ms～600msの間で波形(Cz, Pz)の最大値を探し、これをP300ピーク値とする。そしてこのピーク値を係数倍した加点数 p_{Cz} 及び p_{Pz} を求める。
- (2) 刺激後、200ms～600msの間で波形(Cz, Pz)の正の部分の面積を求める。そしてこの面積を係数倍した加点数 s_{Cz} , s_{Pz} を求める。
- (3) 提示した項目毎に上記4つの加点数を、ある組み合わせでこれを加え合わせ、合計点数とする。
- (4) この点数を比較し、最も得点の高い項目を目標刺激候補とする。
- (5) 点数がある一定の値に満たないものは判定をキャンセルするミニマムレベル判定を実施する。
- (6) 各項目に対する点数の合計が近接し、最大値とその次の値との差がある割合より離れていない場合は、その判定をキャンセルするアクセプトレベル判定を実施する。

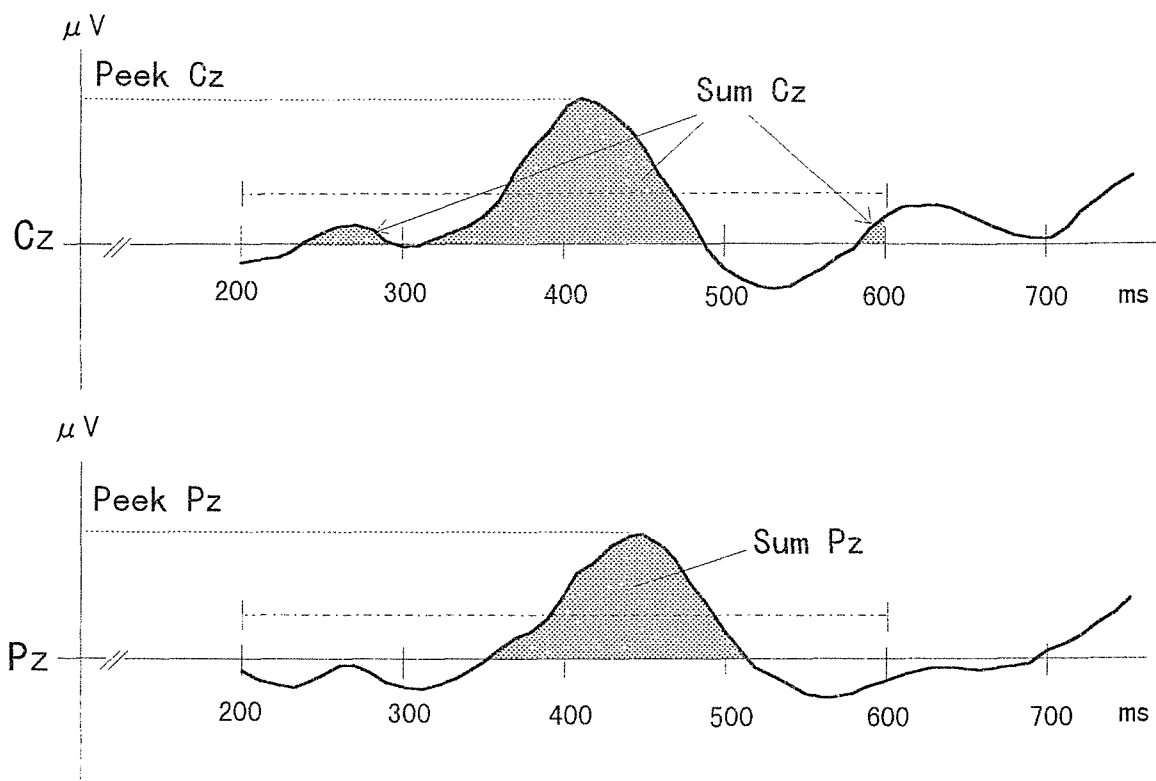


図 2 6 スコア算定方式

このスコア算定方式を用いるにあたり、最も効果的なピーク値と面積の加点数の組合せを確定する必要がある。そのため、実際の測定結果に対して次の4つの組合せで具体的にスコア算定を行い評価した。

- (1) ピーク値加点数 p_{Cz} 、 p_{Pz} を用いた場合
- (2) 面積加点数 s_{Cz} 、 s_{Pz} を用いた場合
- (3) (1)、(2) 両方のパラメータを用いた場合
- (4) 波形 Cz のピーク値 p_{Cz} と面積加点数 s_{Cz} を用いた場合

この評価結果を表 2 に示す。これによると、ピーク値加点よりも面積加点の方が全体として正答率改善への効果が大きいことが分かる。これは一連の提示課題に対する検出波形の中で、P300のピーク位置がかなりずれること、また課題によりピーク電圧のばらつきが大きいことがピーク値加点の不安定要因として上げられる。結果的にこの面積加点を判定評価要素に入れることが正答率を上げることになった。そして最終的にはこの両方の要素を判定に加味した。また Cz 、 Pz については、波形としては類似の傾向があるが、

スコア算定法式		Cz, Pz peak & sum	Cz, Pz peak	Cz, Pz sum	Cz peak & sum
被験者 A	正答	26	25	28	20
	誤答	2	2	2	4
	判定不能	2	3	0	6
	正答率	87%	83%	93%	67%
被験者 B	正答	28	26	27	26
	誤答	1	0	1	1
	判定不能	1	4	2	3
	正答率	93%	87%	90%	87%
被験者 C	正答	18	16	17	12
	誤答	2	1	3	5
	判定不能	10	13	10	13
	正答率	60%	53%	57%	40%

表2 スコア算定方式の比較結果

どちらか一方を用いることよりも、両方の計測データを組み合わせた方が好ましいという結果になった。このように従来用いていたピーク値に対し、波形の面積成分を考慮したことで、全体的な正答率を大幅にアップさせることができた。

ところで、本研究で得られた計測結果にてもやはり P300 が誘発されるピーク位置のズレが問題となる。これは、同じ提示課題についての実験でも、測定者により P300 ピーク位置が異なること、また同じ測定者でも、提示する課題によって同じくピーク位置が異なることが上げられる。そこで、本研究ではこの対応策として時間窓（窓関数）を設定し、ERP 波形を効果的にマスキングする方法を検討した。

4-3-2 窓関数

窓関数の適用を検討するにあたり、ここまでに明らかになった P300 の特性についてまとめる。

- (1) 提示する課題の種類により，検出される誘発電位のピーク位置（起点からの時間）が変わる．
- (2) 提示する課題の種類により，誘発電位のレベル（ピーク電圧及び波形）が変わる．
- (3) 被験者の課題に対する集中度により，誘発電位のピークが現れる時間やそのレベルが変わる．
- (4) 被験者の年齢により，誘発電位の発生する時間タイミング（起点からの時間）が変わる．これは年齢とともに神経伝達速度が遅くなるためと考えられる⁽²¹⁾．

P300を含むERP応答波形には，明らかに個人差や年齢差が認められる．5項目を提示する課題に対して検出されたERP波形のP300ピーク位置の分布を図27に示す．3名の被験者による計測結果で，Aは40代半ばの男性，Bは20代の女性，そしてCは20代の男性である．これによると，それぞれ

被験者A : 350～450ms

被験者B : 300～400ms

被験者C : 400～500ms

を中心にP300ピークが分散していることが分かる．このように同じ課題でも，被験者によりピーク位置についてまったく異なる分布を示すことが分かる．

そこでこのP300ピーク位置の特徴を判定要素に取り入れるため，図28に示す3種類のパターンの窓関数を設定した．

- (1) 300～400msを中心にして，100～300ms及び400～600msの範囲で段階的に制限するもの
- (2) 350～450msを中心にして，150～350ms及び450～650msの範囲で段階的に制限するもの
- (3) 400～500msを中心にして，200～400ms及び500～700msの範囲で段階的に制限するもの

例えば(1)の窓関数パターンでは，刺激点から300～400msのところに大きな

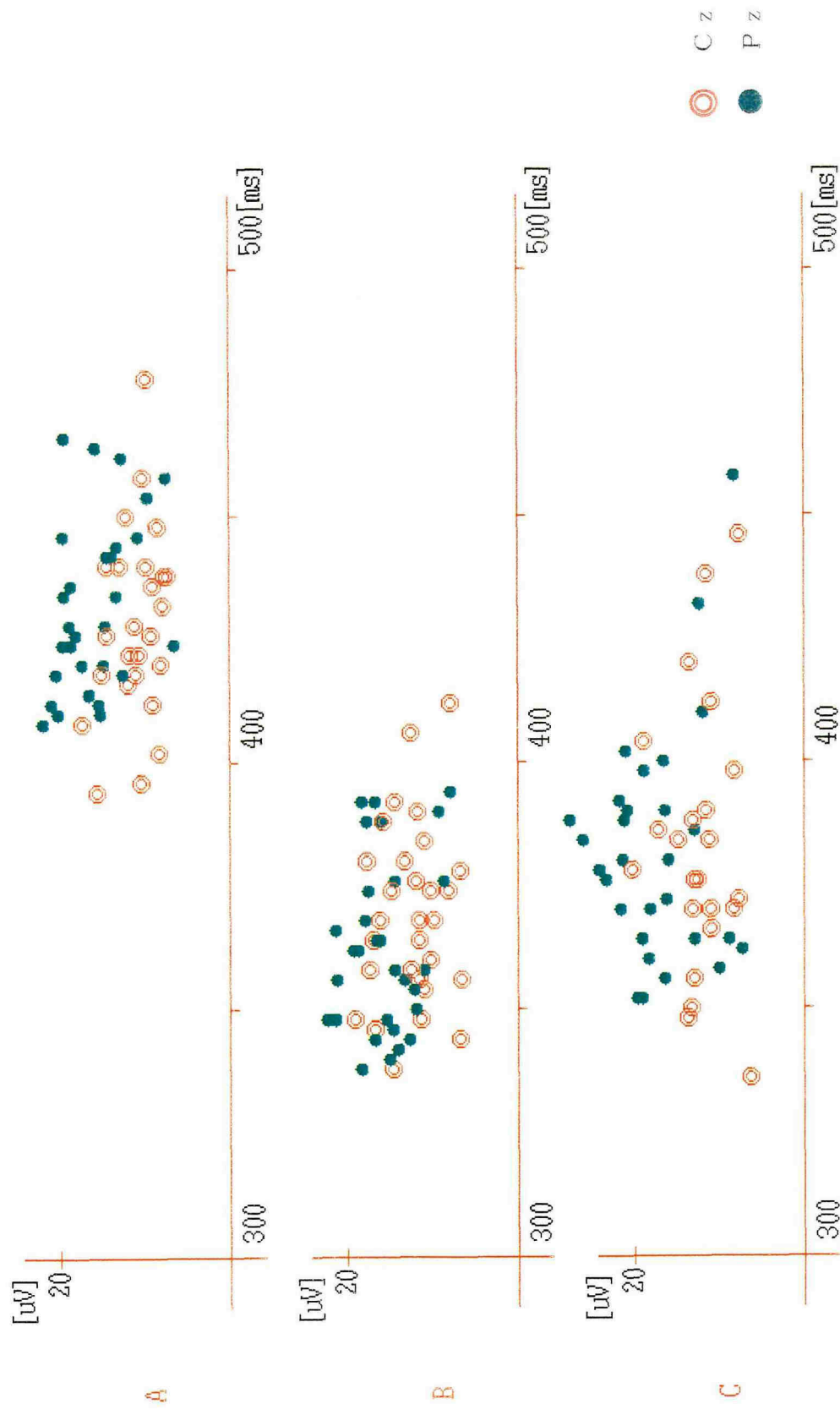


図 27 5 項目選択課題 P300ピーク位置分布 (実測値)

重みを設定し、その前後では徐々に減衰させるような関数とした。そして、予め求められた3名のP300ピーク分布特性から上の何れかの窓関数を選定し、提示刺激に対して誘発されるERP検出波形に適用した。窓関数の中心を、被験者の最も適した範囲に適用させる（アクティブ・ウインドウ方式）ことで、他の要因による波形の影響を除外することができ、波形処理性能を向上させることが可能になる⁽⁵⁰⁾。

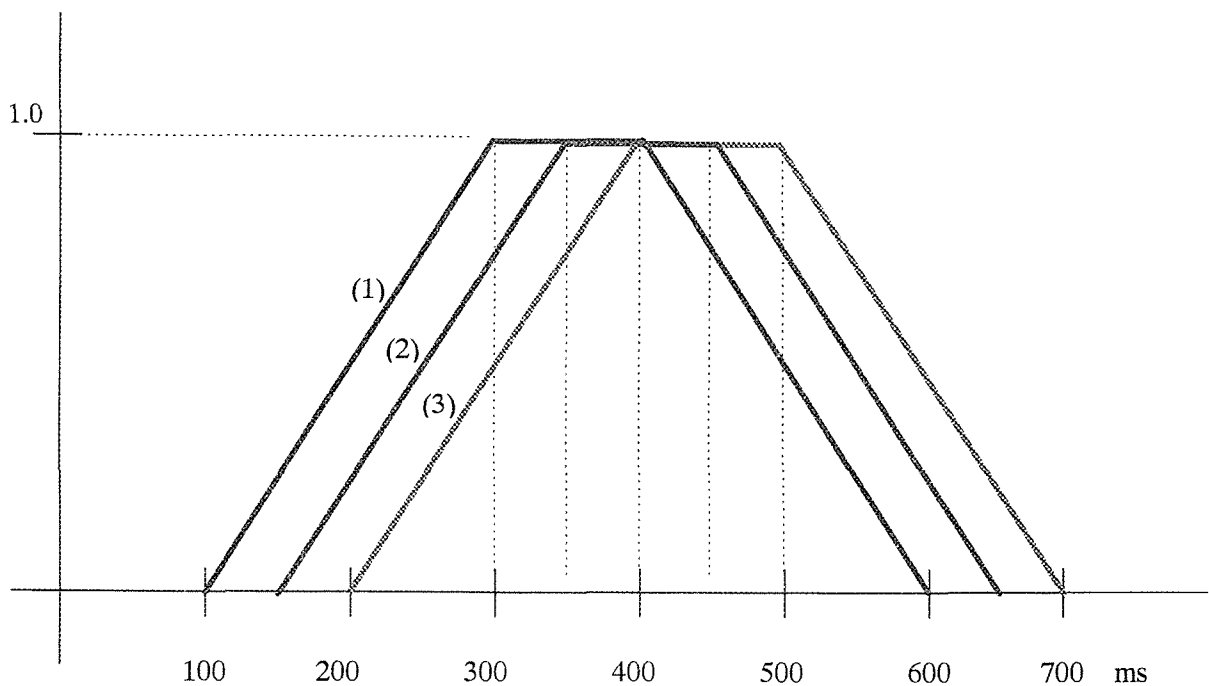


図 2 8 窓関数

4-3-3 計算時間短縮の手段

次に計算時間の短縮を目的として、この同一刺激に対する検出波形のアベレージング処理回数について検討を加える。従来オドボール課題の場合は、およそ30回の計測結果についてのアベレージングが用いられていた。しかしこの時評価されたのは聴覚性刺激についてのERP測定結果であった。聴覚性刺激と視覚刺激では脳への入力情報の種類が異なる。そこで視覚刺激の場合の最適なアベレージング回数について確認する必要がある。

ところで、単一試行によるP300判定の試みを行っている例がいくつか報告されている⁽¹⁹⁾⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾。そこでCAへの適用を前提に、この単一試行での判定の可能性について評価を行った。図29に3名の被験者で測定したERP単発波形での項目選択結果の分析内容を示す。提示した課題は5項目の選択課題で、それぞれ目標刺激項目が22%、それ以外の項目が78%の割合で組み合わせられている。目標刺激に対しての検出波形から正解と判定されたのは、60~70%となった。しかし30~40%は、目標刺激であるにもかかわらずP300成分が検出されなかったことになる。また非目標刺激に対して正解と判定されたものが、比較的少ない被験者(A)で11%、被験者(C)では28%ある。このように目標としていない項目に目標項目との判定が下されたものが少なからずある。

単一試行のERP波形からだけでも目標刺激を特定し判定することは不可能ではない。しかし誤判定(判定できずも含む)を無くすことは難しい。そこで何らかのキャンセル手法を組み合わせることで再試行をタイミング良く行い、比較的速く目標を特定することも不可能ではない。しかし身体を殆ど動かすことができないALS患者を対象としたCAにとっては、この誤判定による再試行という手続き自体が重要な問題となる。

アベレージング処理には、第3章 3-3-2 アベレージングでも触れたが、本来次の2つの効果がある。それは、提示項目毎に複数回加算(アベレージング)することで、刺激ポイントを起点としてある決まったタイミングで発生する波形成分のみが増幅されること、そしてもう1つは、単一波形にP300が認められなくても複数回加算することで少なくともP300を含む波形成分を数回取り込めることである。目標刺激であるにもかかわらずP300成分が検出されないことは、当初の波形観測時に確認済みである。この要因を排除する目的でアベレージングを行った。

そこで、最適なアベレージング回数を検討するため、同一刺激に対するアベレージング

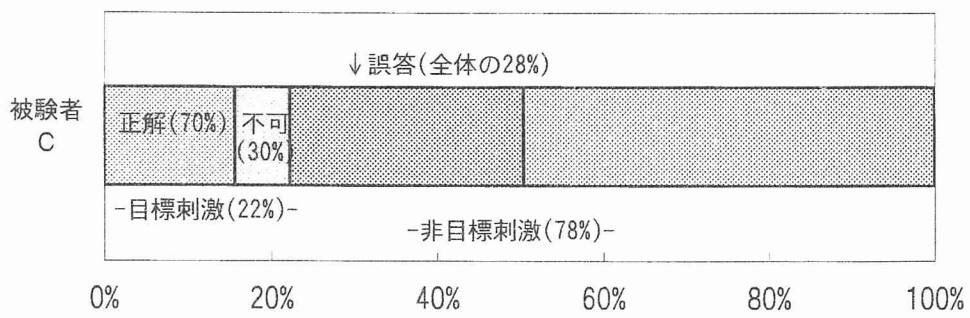
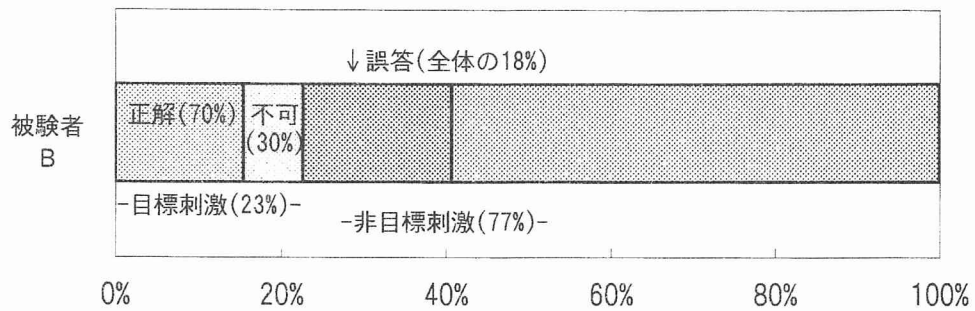
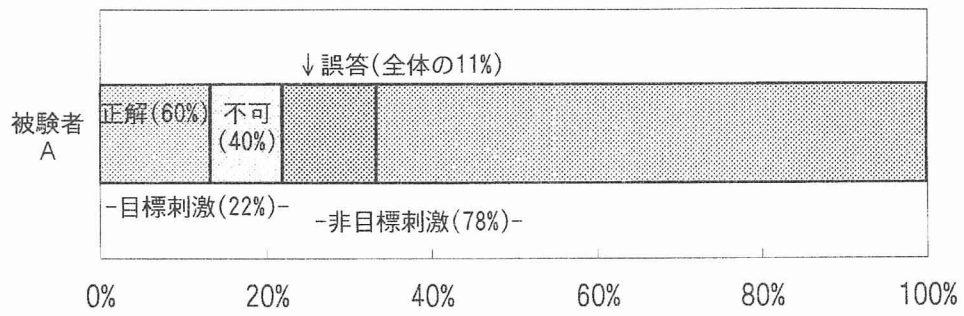


図 2 9 ERP 単発波形による項目選択 (実験結果)

処理回数と、それに対応したP300検出による認識率について調査した。

結果を図30に示す。実験は何れも5種類の語句選択課題で行った。ここでの判定基準は、提示語句ごとのアベレーシング波形のピークが、刺激印加点から300～550ms間で最大となったものを被験者の選択目標とした。これによると、アベレーシング回数が10回を越えるあたりから判定結果の正答率が飽和の傾向となる。5回程度のアベレーシングではP300以外の波形の影響やノイズ成分の影響が除去できず、安定してP300成分を特定することは難しい。またアベレーシング回数を増加させることがそのまま正答率アップとなって現れないのは、課題の与え方にもよるが、単純動作の繰り返しのため、被験者の注意力の維持が困難であったことが要因として考えられる。この結果を見る限り、アベレーシング処理としては少なくとも10～15回は必要である。

本研究では、ERP波形データの計測は何れも1つの項目に対して平均で10回のアベレーシング処理を行った。5項目の選択課題の場合は、瞬きによる無効分を予め20%想定するとして、各項目ともランダムで凡そ12回表示させることになる。この場合1回の実験で60回（12回×5種類の項目）の刺激提示による試行が必要となる。

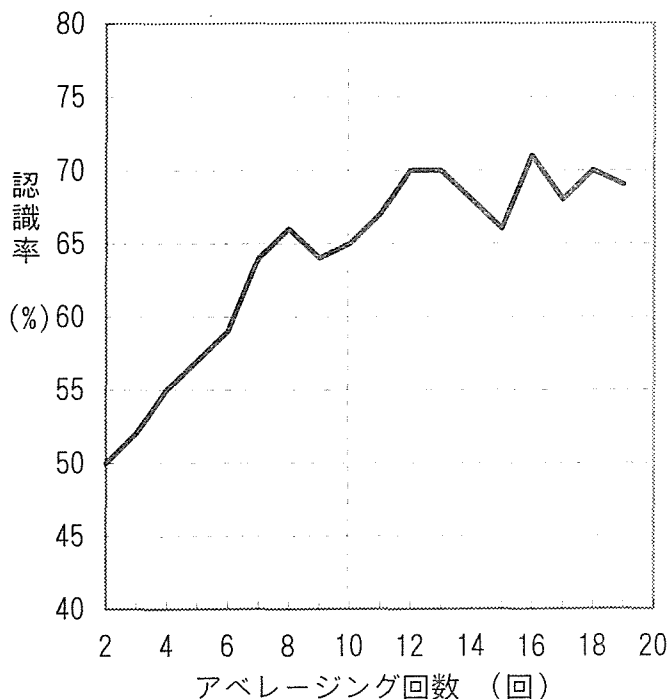


図30 アベレーシング回数と正答率 (実験結果)

4-3-4 3ステップ解析法

ERP検出波形の解析で可能となるのは、単純な二者択一的な選択的課題である。例えば、複数行列のマトリックスから、行と列を順次ランダムに反転表示させることで特定の文字や語句を選択する課題においても、その目標とする語句を含む行若しくは列と、それ以外の行及び列を区別することに他ならない。

計測された個々の波形を前もってハール・ウェーブレット変換することで特定の周波数成分を引き出し、そしてこれら複数の計測結果をアベレージングすることでノイズ成分の除去とP300を含む波形を確実に取り込むことができた。そしてこの結果、計測範囲内のP300成分の存在をかなり高い確率で判定することが可能となった。しかし、P300の自動判定を妨げる要因が他にも多々ある。例えば、誘発波形のピーク位置が必ずしも一定しない、「まばたき」の影響と思われる波形のうねりがその後の計測対象範囲内に残っている場合がある（高いピーク値を有するため、その影響がかなり後まで残る）、更に検出された電位レベルの絶対値が低いため、ERP以外の波形変化と明確には区別できない、等。

ところで本間らは、過大ノイズの除去のために、ニューラルネットを用いる方法を提案している⁽³⁶⁾。しかし特定の波形成分を予め学習させる必要があり、このために処理速度が遅くなる、またアベレージングとの組合せが容易にできないなど、CAへ適用するには困難な点が多い。そこで本研究では、ハール・ウェーブレット変換とアベレージング処理に窓関数を追加した3ステップ解析法を新たに適用し、これら各種のノイズ要因に対して十分対応可能な波形解析手法を採用することとした。

(3ステップ解析法)

- (1) 周波数成分抽出処理（ハール・ウェーブレット変換）
- (2) アベレージング処理（加算平均）
- (3) 窓関数（時間窓）処理（アクティブ・ウインドウ）

ここで、(1)の周波数成分抽出処理は、ハール・ウェーブレット変換によるバンドパスフィルタ処理に相当するものである。そしてアベレージング処理(2)の後の窓関数処理(3)は、誘発されるP300のピーク位置が被験者や提示課題によりばらつくこと、

更に過大ノイズ等による類似成分を除去できないことなどの誤判定要因を大幅に除去できる。そしてこれらの処理手法を用いることにより、加算回数を大幅に削減させることが可能となる。

これら3種類の波形処理を組み合わせた「3ステップ解析法」を適用することで、P300成分抽出の精度を格段に上げることができる。そしてこの結果とスコア算定方式による判定処理を組み合わせることで、選択項目の自動判定を大幅に改善することが可能となった。この具体的な確認結果について以下に述べる。

4-4 項目選択実験と結果

これら各処理並びに自動判定手法を選択課題に適用した例を次に示す。まず「複数の語句（文字列）の中から特定の語句を選択する方法」に関し、5項目の選択課題について被験者が目標とした課題の判定を行った。被験者は21～48才の健康な男女3名にて各々30回行った。

図31にこの実験の計測結果の一例を示す。この例の正解は項目-（1）であるが、スコア算定の自動判定結果では項目-（4）が選定され誤答となっている。これは図31-（a）処理前の項目-（4）の180msをピークとした電位の振れが大きく、そのため面積加点が増え、結果として項目-（1）よりも大きな加点数となったためである。ところがこれに、350msを中心とする窓関数処理を実施すると、図31-（b）処理後の波形に見られるように、項目-（4）波形に対するP300以外の波形の振幅が抑えられ、逆に今度は項目-（1）の加点数が大きくなり、選択項目として判定されている。

この例に示した項目選択実験に於ける3名の被験者A、B、Cの判定結果を表3に示す。窓関数の有無及び時間窓の最適値を確認するため、3種類の窓関数を適用した場合の比較を行った。これを見ると、被験者Aは350～450ms、被験者Bは300～400ms、そして被験者Cは450～500msの窓関数が最も効果的に作用していることが分かる。このような窓関数をそれぞれ用いたとき、全体の平均正答率は87%に向上した。そして正答率のほか、明らかに誤判定が減少しているのが分かる。

次に課題として与える選択項目を10項目に増やした場合についても同様の実験を行

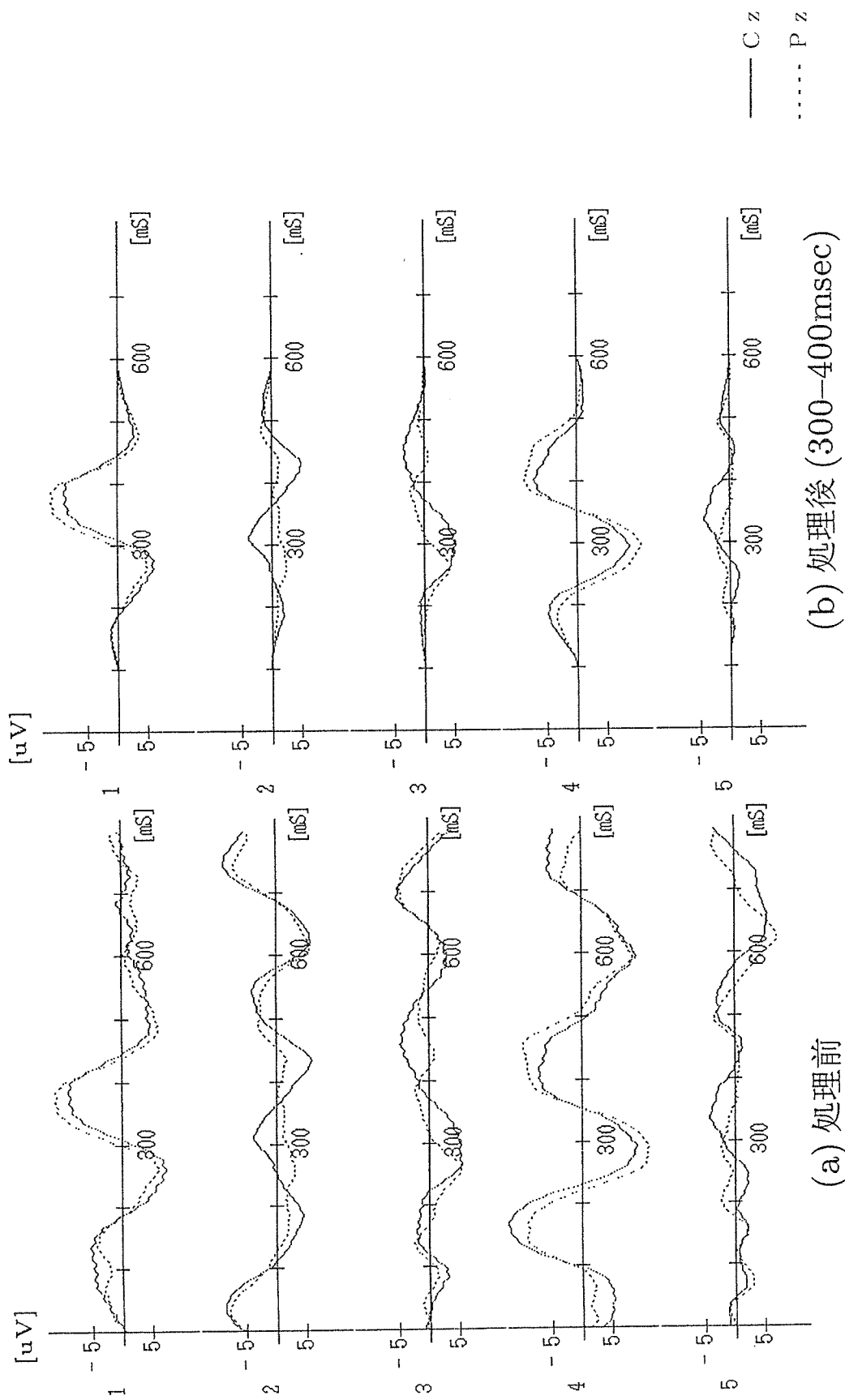


図 3.1 窓関数処理前後のERP波形比較 (実測並びに計算値)

窓関数		300 - 400ms	350 - 450ms	400 - 500ms
被験者 A	正答	25	28	27
	誤答	1	2	2
	判定不能	4	0	1
	正答率	83%	93%	90%
被験者 B	正答	29	28	22
	誤答	0	1	1
	判定不能	1	1	7
	正答率	97%	93%	73%
被験者 C	正答	16	19	21
	誤答	5	1	0
	判定不能	9	10	9
	正答率	53%	63%	70%

表 3 5項目選択課題 判定結果

窓関数		300 - 400ms	350 - 450ms	400 - 500ms
被験者 A	正答	15	25	27
	誤答	7	1	1
	判定不能	8	4	2
	正答率	50%	83%	90%
被験者 B	正答	27	25	25
	誤答	1	1	2
	判定不能	2	4	3
	正答率	90%	83%	83%
被験者 C	正答	14	19	20
	誤答	5	1	2
	判定不能	11	10	8
	正答率	47%	63%	67%

表 4 10項目選択課題 判定結果

った。結果を表4に示す。5項目課題に比べて82%と多少正答率が落ちているが、窓関数処理を追加することで良好な判定結果を得ることができた。各種の波形処理、及びスコア算定手法を用いることで、一度に選択できる対象を10項目に増やしても、高い正答率を維持でき、脳波を人の意志を捉える手段として十分応用できる可能性があることが確認できた。

そこで語句選択課題の評価結果を踏まえ、「マトリックス状に文字（語句）を配置した文字盤から特定の文字（語句）を選択する方法」についての実験を行った。これは、図32に示すように、マトリックス状に配置した複数の語句行列から、目的とする一つの語句を拾い出させる方法で、本研究では5行×5列のマトリックス（25種類の異なる語句を選択することができる）で試みた。選択対象とする項目を増やすための方式として、このマトリックス方式は有効である。この例では、縦と横の合致する位置の組み合わせで25種類の語句の中から一つの語句に対する選択が可能となる。課題の与え方としては、その並び順は固定したままで、マトリックスの行方向と列方向の語句を次々とランダムに表示する。被験者には、前もって25種類の語句の中からある語句を意図的に選択させ、その語句を含む列、もしくは行が表示されるたびにその回数をカウントすることを義務づけた。被験者は同じく21～48才の健康な男女3名にて各々30回行った。この課題の判定結果を表5に示す。

この結果を見ると、窓関数なしでは35%、窓関数を適用しても60%程度の正答率しか得られていない。これは、マトリックス課題の場合、項目の表示は行と列でランダムに組み合わせ提示するが、注目するのはその目標とする項目のある位置情報であり、直接語句を比較選択する前の実験と違い、語句の意味照合という要素が少ない。そのためERP波形の振幅が減少し、各種の後処理にもかかわらず他のノイズ成分との分離が的確に行われていないことが大きな要因であると考えられる。また集中力の維持にも問題がある。この課題の場合のP300ピーク位置のばらつきをサンプリングしたものを図33に示す。被験者（B）と（C）で特に顕著に認められるように、P300ピーク位置が比較的広く分散してしまい、そのため窓関数が効果的に機能していないことが分かる。これは項目を選択する判断となる基準が単純な位置情報であることと、行もしくは列の全項目が一度に表示されることから、目標としていない他の項目を無意識に比較してしまうこと、これらの要素が複雑に組み合わせられ、その結果P300成分の誘発されるピーク位置が広く分散してしまったものと考えられる。

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
身体の調子	曜 日	テレビ	ナースコール	終了/休止

図 3 2 5 × 5 マトリックス選択課題

窓関数		なし	あり
被験者 A	正答	13	23
	誤答	13	4
	判定不能	4	3
	正答率	43%	77%
被験者 B	正答	13	15
	誤答	16	7
	判定不能	1	8
	正答率	43%	50%
被験者 C	正答	5	15
	誤答	16	9
	判定不能	9	6
	正答率	17%	50%
全体の正答率		34%	59%

適用した窓関数

被験者 A 400 - 500ms

被験者 B 350 - 450ms

被験者 C 400 - 500ms

表 5 マトリックス選択課題 判定結果

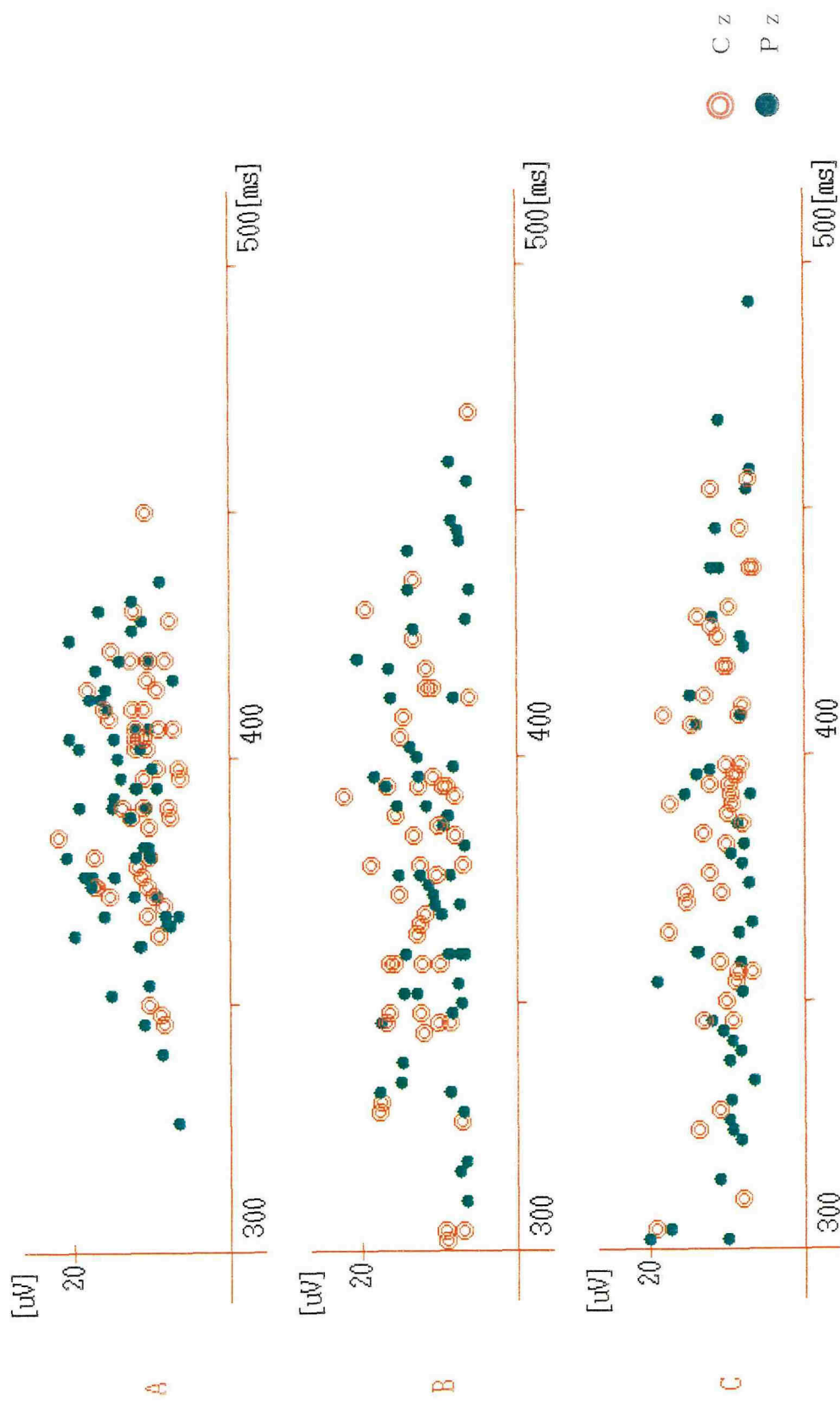


図 3.3 5×5マトリクス選択課題 P300ピーク位置分布 (実測値)

マトリックス課題の場合は、隣接する語句との組合せを考慮したり、位置に加えて語句の意味照合の要素をあえて加えるなど、提示課題に別の要素を付加する必要があるものとする。これは今後の課題である。

4-5 まとめ

ERPを利用することによる人の意志の自動判定は、CA（コミュニケーションエイド）への入力補助手段に対する一つのアプローチである。しかし従来から用いられてきたセンサに匹敵する効果を期待するためには、課題に対する興味を継続して維持させるための手段を講じるなど、提示課題そのものに対しても十分配慮する必要がある。

ERPは被験者の課題に対する集中度や慣れによっても大きく影響される。例えば次のような要素が複雑に関係してくると考えられる。

- (1) 提示する課題の内容やその組み合わせ
- (2) 課題を提示する手法やその効果的なタイミングの選択
- (3) 一連の選択課題の計測時間（被験者の集中力維持の限界）

ここまでの実験で明らかになったことは、まず課題に対する慣れがあるとP300が発生しない。そしてある程度の義務的課題設定がないとP300誘発電位が低くなる。更に同じ環境下でも被験者によって測定結果にバラツキが見られる。しかしこれらの影響については、課題提示手法や本章の波形処理の試みでかなり改善できることが分かった。

そこで次章では、人の考える情報処理のプロセスについても検討を加え、更にERPを有効に利用するための課題提示の手法を検討する。

第5章 ALS患者との会話

5-1 はじめに

人が生活する上で、例えば朝起きてから夜寝るまで、数限りないコミュニケーションを必要としている。自由に身体を動かすことができない患者の場合、このコミュニケーションを代行する手段としてCAが重要な役目を果たしている。CAは人の意志を誰かに伝えることを代行して実現させるものであり、使用者である人と、機械（CA装置も一つの機械）の間のコミュニケーションがより自然な形で実現できることが最も重要である。

脳波をその意志伝達的手段として利用する場合、眼前に展開される選択課題の項目数として、10項目程度であればほぼ判定可能である。（第4章 4-4 項目選択実験と結果 参照）。しかしこれをCAの入力手段として実用とするためには、更に多くの選択項目が判断できるようにする必要がある。このための手段として、例えば20や30項目を一度に眼前に提示することはできても、これら全ての項目をランダム提示手段で選択させることは現実的に困難である。全ての項目を提示するのに時間がかかるばかりか、選択課題に対する集中力が分散してしまい、良い結果は得られない。そこで多項目の選択に対しては、より実用的な方法としてマトリックス課題提示法を用い、行と列の判定で項目を選択する手法が望ましいと考える。また、課題を階層構成とすることで対象を素速く絞り込んでいくことも効果的である。このための具体的手法の検討を行なうこととした。

5-2 意志伝達の手法

5-2-1 5行5列マトリックス課題提示

4章 4-4 項目選択実験と結果 にても示したが、マトリックス提示課題の場合はその判定結果が今一つ満足できるものとならなかった。この要因として、P300の誘発されるタイミングが大きくばらついたことや、誘発される脳波の電圧レベルが全般に低

く、他の要因による脳波や各種の雑音（アーチファクト）との区別が明確にできなかったことなどが上げられる。そのほかにも、課題が単純なため、提示した刺激に対する脳内でのパターン化の作業が比較的容易に行われてしまい、慣れが発生したとも考えられる。

人は通常、複数の課題が提示された場合、それらの課題を自分に最も適したパターンに分類し、単純な形に置き換えて記憶し、それをもとに選択処理を行う傾向がある。例えば与えられた課題が複数の語句の場合、それは最も単純な語句の長さであり、漢字と数字と平仮名の差であり、漢字自体の輪郭（形状）などのパターンの違いになる。従って類似のものを羅列すると対象のパターン化ができにくく、刺激に対する比較・同定の判定が遅れる。反対に対象がパターン化しやすいものは、提示事象に対する応答が早い代わりに、慣れによりP300成分が誘発されにくくなる。このようにERPのP300成分の特定に対しては、その誘発されるタイミングと電圧レベルに対しいろいろな要素が絡み合っていることを前提に考えなければならない。マトリックス提示課題の場合は、項目の判定が位置情報のためパターン化が早く誘発電位が低い。更に課題が単純なため、慣れにより被験者の注意力が分散し、その結果P300の誘発されるタイミングがばらつくものと推定される。

5-2-2 階層構成の選択肢

提示課題をマトリックス構成とすることの大きなメリットは、マトリックスを階層状（ハイアラーキ）に構成することで項目を容易に増やすことができる点である。例えば5行5列を2階層とすることで、25項目の中の一つの項目を更に25項目に細分化することができ、最大で $25 \times 25 = 625$ 項目まで増やすことが可能である。

図34に5×5マトリックス課題を特定の項目に関し次の階層へ展開した例を示す。実際は常時提示すべき語句や、「終了」、「取り消し」など手順そのものを制御するコマンドはいつでも選択できる状態にしておくことを考慮したため、単純に625項目が選択可能となるわけではない。しかし、多階層とすることで選択の幅は確実に拡大できる。そして図35に実際のALS患者から聞いた声をもとに、病院や家庭看護で訴えたい項目を選んで多階層に構成したものの一例を示す。ここでは、身体的な問題点を改善する要求に始まり、部屋の環境やTVのコントロール、また身体の部位の調整などの細かな指示と対応

を望む項目が殆どを占めている⁽¹⁰⁾。CAとして実用化するためには、このような選択課題を的確に判定させることが必要になる。



図34 5×5マトリックス選択課題 多階層展開

5-3 検討課題と対応策

このようなマトリックス提示課題に対する目標判定の正答率を改善するため、次の4点に関して評価を行い対応策を検討した。

- (1) マトリックス行列の数について
- (2) 課題を提示するタイミング（提示間隔）について
- (3) 課題提示に対する集中力維持について
- (4) 隣接する語句の影響について

カーテン	足	取り消し	お尻	照明
おなか	水	顔	ナースコール	首
いいえ	肩	窓	背中	開ける
身体	TV	増やす	人工呼吸器	手
閉める	減らす	胸	はい	終了/停止

基本画面
(身体的部位と一般選択項目)

カーテン	マッサージ	取り消し	起こす	照明
左側に	水	苦しい	ナースコール	右側に
いいえ	上向き	窓	拭いて	開ける
かゆい	TV	増やす	人工呼吸器	下向き
閉める	減らす	痛い	はい	終了/停止

「胸」を下の階層へ展開
(個別の要望項目と一般選択項目)

⋮

カーテン	マッサージ	取り消し	起こす	照明
左側に	水	苦しい	ナースコール	右側に
いいえ	上向き	窓	拭いて	開ける
かゆい	TV	増やす	人工呼吸器	下向き
閉める	減らす	痛い	はい	終了/停止

他の身体的部位の場合も、下の階層へ共通項目で展開する

図35 ALS患者の要望による多階層展開

(1) に関し、選択すべき項目が多い場合はマトリックスの数を増やす方法と、マトリックスを多階層に構成して要望事項を絞っていく方法が考えられる。前者の場合は、全項目を表示してそれを被験者が一度に観察できる範囲という物理的な制限がある。しかしそれとは別に、人の思考のパターンから来る制限が存在する。それは、本来外からの刺激に応答して誘発されるERP波形については、複数の異なる刺激の中に目標とする刺激を混在させておくことで検出されるという特徴がある。そしてこの目標とする刺激の出現する割合が約20%、そしてそれ以外の刺激が80%で組み合わせられた時に最も効果的にERP波形が誘発される⁽¹⁶⁾。これをマトリックス提示課題に対応させると、5行×5列の場合は、目標とする行と列がそれぞれ20%の割合で出現する。そして10行×10列の場合は同じくこれが10%となる。行列の数を増やすことは、時間あたりの目標刺激の出現する割合を減らしてしまうことになり、ERP波形の検出が難しくなる。

図36に文字テーブルでの10×10のマトリックス提示例を示す。この例を用いた選択実験では残念ながら評価に値する結果が得られなかった。

マトリックス 10×10									
あ	か	さ	た	な	は	ま	や	ら	0
い	き	し	ち	に	ひ	み		り	1
う	く	す	っ	ぬ	ふ	む	ゆ	る	2
え	け	せ	て	ね	へ	め		れ	3
お	こ	そ	ど	の	ほ	も	よ	ろ	4
わ	が	ざ	だ	、	ば	ば			5
を	ぎ	じ	し	。	び	び	や	×	6
ん	ぐ	ず	っ	?	ぶ	ぶ	ゆ	+	7
→	げ	ぜ	て	↑	べ	べ	よ	-	8
←	ご	ぞ	と	↓	ぼ	ぼ	っ	=	9

図36 10×10マトリックス文字選択課題

この原因として、

- (1) 選択対象となる項目数が多いため、総じて誘発される波形の電圧レベルが小さい
- (2) 目標とする刺激の出現比が10%であり、被験者にとって選択肢が多いため待ち時間が長く、注意力が分散した

などが考えられる。この結果、P300を自動判定するに十分な波形特性が得られなかったものと推定する。これに対し5×5マトリックス（目標対象の出現比率20%）の場合は、第4章 4-4 項目選択実験と結果 で述べたように、60%程度の判定は可能であるとの結果が得られた。一度に提示するマトリックスの数としては、5行×5列に絞って進めることとした。

次に検討課題（2）は、刺激に対する人の応答可能時間、即ち提示された課題を判定するために必要とする時間、更には次の課題提示までの待ち時間を意味する。この提示間隔は、提示語句自体の意味を判定の対象とするのか、その語句が現れた位置情報を判断の対象とするのかで、判定に必要な時間が異なる。当然マトリックス課題の対象は、目標に対応する行列情報（位置情報）となるため、比較的早いタイミングで判定処理が行われるものと考えられる。目標刺激が現れるまでの時間間隔が長いと、集中力が途切れることが実験的に知られている。刺激を提示するタイミング（間隔）については、課題が単純な位置選択の場合は、比較的早いタイミングで切り替えた方が良い結果が得られた。実験では、300ms、500ms、800ms、1000msの間隔でそれぞれ課題を提示し評価したが、800msや1000msでは、「語句選択」と「マトリックス選択」何れの課題に対しても思わしい結果が得られなかった。刺激提示タイミングとしては、300msから長くても500msまでが望ましい。

検討課題（3）の集中力維持に関しては、提示する事象のランダム性や意外性を維持させながら、課題提示を素早く行って結果を早く出すことが必要となる。さらに課題に対する注意力は刺激に対する選別チャンネルにあたる。如何に課題に集中させるかが結果に大きく影響する。第3章 3-3-3 課題提示とP300で述べたこととも関連するが、与えられた事象が予測できる場合はERP波形が観測されない。課題に対する慣れを防ぎな

がら注意力を持続させることが重要である。

(4) の隣接語句の影響については、特にマトリックス課題の場合に考慮する必要がある。目標に対して完全に集中している時はさほどでもない。しかし、課題を提示するタイミングがその人の処理判断のテンポに対して長いと感じる場合は、集中力の途切れから、回りの項目の影響を無意識のうちに受けてしまう。結果として、P300ピーク位置がばらつく要因となる。ただ隣接する語句（行と列）が通常どの程度関与しているかは、はっきりとした回答を得るに至っていない。しかし、提示課題を作成する時点で、例えば、

- (1) 提示する各項目については、明確に独立して意味のある語句を選ぶ
- (2) ナースコールのような緊急度の高い項目は「文字を大きくする」
- (3) 動作を示すものは「あお」、問いかけは「あか」などと色分けする

など、別の視覚的要因を付加して集中力を維持させるような対応を図る必要がある。

次にこれらの評価をもとに、マトリックス課題に関する提示手法を検討し、再度確認実験を行なったので、その手順と結果を示す。本研究で行なった手法は、先の実験で明らかになった「隣接語句の影響によりERP誘発電位とピーク位置がばらつく」という結果を逆に利用したもので、行と列の位置情報に加えて、敢えて語句そのものを直接選択するという負荷を与えた。ERPの検出電圧を大きくできる効果をねらったものである。

(課題の提示方法)

- (1) 5×5のマトリックス提示課題全体を表示し、選択項目（特定の語句）を選定する
- (2) その後、マトリックスの行及び列をランダムに表示する
- (3) その時表示するのは、行もしくは列に含まれる語句で、表示のたびにこれらの語句の並びをシャッフルして表示する（表示位置を固定させない）
- (4) この行と列のランダム提示を繰り返す

この実験の課題提示手法の意図は、ただ単に行と列がクロスする「位置」への注目から、その目標語句を含む同一行（もしくは列）の語句すべてを視覚的に与えることで、目標とした語句を「他の語句と照合し選択する」という作業を負荷として与えたことである。被験者が着目しているのは、最初に選んだ語句そのもの、及び表示位置でありながら、語句それ自体への識別要素追加したことで、誘発されるERP波形のP300出力電圧を大きくすることができた。ところが、以前の単純なマトリックス項目選択の場合と比較して、P300ピークの誘発時間が大きくばらついてしまい、結果として正答率アップには結びつかなかった。課題が複雑化したため、集中力の維持が難しかったこと、また目標項目を見つけるために必要な時間と、刺激の提示タイミングがマッチしていなかったなど、課題提示方法に問題があったと考えられる。

まだ測定データが少ないため、この結果から判断することは早計であるが、マトリックス課題の項目選択の手法について、ある程度方向性を見出すことができた。これらの問題点を明らかにすることで、5×5のマトリックス課題から更に多階層へ展開させることも可能であると考えられる。今後サンプル数を増やし、更に研究を継続する予定である。

5-4 まとめ

脳波を用いた各種の実験は、健常者である学生や教官を対象として行い、実際の患者への適用を試すまでには至っていない。健常者でも比較的脳波の計測が容易にできる人とそうでない人がある。もちろん患者に適用した場合にもそうなることは十分考えられる。本研究での計測は何れも頭皮を通してであり、検出できる脳波レベルは非常に低いため、検出データの後処理が重要なポイントであった。しかしこの手法を用いることで、10項目の選択課題では、ほぼ90%の正答率で判定できるという結果を得た。この程度の選択課題であれば患者へ適用することも不可能ではない。しかし未だ残された課題が多い。例えば、誤った選択をした場合、元へ戻すことは容易ではない。判定には慎重にならざるを得ない。近年、ERP検出による選択課題において、単一試行での判定の試みが多く報告されている⁽¹⁹⁾⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾⁽³⁷⁾。しかし本研究では確実性を期すため、敢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。ただ、これでは計測時間の短縮には限界がある。そこで今後は、この単発の波形に対する判断とアベレージング処理とを有効に

組み合わせることを考える必要がある。

例えば、単発波形である程度判断できる場合は、単一試行で目標とする対象を推定し、更にその結果により提示内容にフィードバックをかけ、より少ない提示課題へ絞り込むことで判定時間を短くすることも考えられる。ただこの場合、脳波の計測やその判定処理と提示課題へのフィードバックをリアルタイムで処理することが必要であり、現在の計算処理能力では限界がある。今後、これらの問題を解決し、人の思考とそれをサポートする情報処理をうまく組み合わせることによって、脳波を媒体とした意志伝達のリアルタイムでの試みは可能になるものとする。

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、より確実に正確な脳波の計測と処理手法、患者の要求を的確に処理するための課題提示の方法など、まだまだ改善すべき点が多い。しかし脳波によるコミュニケーションは可能である。本研究がその実用化のためのステップとなることと信じる。

第6章 結 論

脳波を調べることで、人の意志を捉えるための試みについて研究してきた。二者択一的な選択課題については、脳波を判断の指標として十分利用可能である。

ところで近年、随所で「マルチメディア」という言葉が使われている。文字や絵、画像（動画、静止画）、そして音声（音楽）などの各種情報をさまざまな媒体を通して通信し、双方向でのコミュニケーションを実現することであろう。人が受ける外的な刺激と、それに対する応答を駆使して、時間と距離を感じさせない仮想の現実世界を作り出すことが最終目的となる。ところで、人は日々の生活の中で、情報の送り手と受け手を使い分けることで社会生活を営んでいる。しかし、TVやラジオ等の放送メディアは、送り手の一方的な情報伝達手段である。もし人の情報伝達手段がこのTVのような一方向に制限された場合、即ち、情報を与えられるのみで自分の考えを伝えたり、動作で示すことができない場合、非常なストレスや苦痛を感じるであろう。ALS（筋委縮性側索硬化症）は徐々に運動神経が侵され、自らの意志に基づいて身体を動かすことが殆どできなくなる病気である。感覚機能は正常なままで、言葉で自分の意志を表現したり、身体を動かして合図したりすることもできなくなる。全く一方向の情報伝達手段しか扱えない。このような重症のALS患者の意志や、伝えたいことを何とか周囲の我々が知る方法はないか。このような観点から本研究が進められた。

目から得られた情報や、耳から得られる情報、これらをどのように処理し、それらを応答行動に結び付けているか。筆者は、脳波の特定成分を調べることで脳内で起こる意志選択活動をモニターし判断することができると考えた。なお、脳波の中でもERP（事象関連脳電位）の存在は、脳研究の分野では既によく知られているが、このERPを身体が不自由な人とのコミュニケーションの支援に活用しようとする試みは、管見ではあるが他に例はなく、この研究が初めてである。

本論文の第3章では、脳波のうちで提示した感覚刺激に応答する形で検出される事象関連脳電位（ERP）に着目し、中でも刺激を提示してから300ms以降に現れるP300成分の有無を判定することで、提示した対象項目を特定できることを示した。しかし提示する課題の意外性や実験への集中力、逆に課題に対する慣れなどの要素が複雑に影響し、

必ずしもいつでも安定して検出できるものではない。課題提示手法や検出された波形の処理手法が重要なポイントである。これら具体的な手法、手段についても検討を加えた。

第4章では、目標課題を特定するため3ステップ解析法（フィルタ処理、アベレーシング処理、アクティブウインドウ）を用い、ERPのP300成分を自動的に検出する方法提案を行った。そして提示する5～10項目の選択課題のうち、被験者の注目した項目を自動判定する実験にて90%の正答率を得ることができた。そのための具体的な手法として、ここではフィルタ処理にハール・ウェーブレット変換を用い、特定の周波数成分を抽出する。そしてアベレーシング処理で10回の加算処理を行う。更に窓関数を用い、特定時間成分での重み付けを行う。そして最終的に得られた処理波形に対し、波形の有効成分面積とピーク電圧による加点数を設定し、得点の最も大きく現れたものを目標課題と判定とするスコア算定方式を提案した。

第5章では、多項目選択への試みとして、マトリックス課題及び多階層課題提示（ハイアラキ構成）の手段について具体的な方法を提示した。そしてALS患者に対するCAの実用化に向けての方式提案を行った。

本研究では主に健常者を被験者にして評価実験を行った。実際のALS患者へのCA装置への入力としては、ストレンゲージを用い顔面の筋肉の動きを電気信号に変換して取り出すなどの手段を用いている。脳波は被験者によるばらつきが大きく、その測定結果を安定して得られるまでには至っていない。これは簡易脳波計による測定が、脳内の微小な電位変化を頭皮上で測定する非侵襲的手法であり、物理的な要因によりその計測レベルには限界があるからである。今後は、多点測定脳波計を用いたり、医学的手法と組み合わせることで脳波測定自体は改善される。しかし脳内で行われている処理については殆ど分かっていないのが現状である。

脳研究は21世紀へ向けての課題である。脳の働きの解明は、まだその取り組みが始まったばかりであり、これから「脳科学の時代」へ向けて本格的な研究が進められてくる。具体的には、人の思考や意志等の精神機能のメカニズムの解明、アルツハイマー病や精神分裂症などの治療法や予防法の開発、そして人の思考を模擬したインテリジェントなコンピュータの開発などの実現へ向けて色々な試みがなされてくる。今後、本研究をベースに脳波による意志伝達が、より成果のある取り組みへと進展することを期待する。

謝 辞

本研究は、著者が鳥取大学工学部大学院 情報生産工学専攻 在学中に知能情報工学科 計算機工学講座にて行った研究をまとめたものである。

本研究を遂行するにあたり、終始暖かい御配慮と懇切な御教授を頂いた鳥取大学工学部 小林康浩 教授に厚くお礼申し上げます。

また、本研究を遂行するにあたり、直接の御指導と御鞭撻を頂いた鳥取大学工学部 井上倫夫 助教授に深く感謝します。

また、本論文を纏めるにあたり、懇切丁寧な御指導と御助言を賜りました鳥取大学工学部 小田 哲 教授と増山 博 教授に深く感謝します。

また、本研究を遂行するにあたり、鳥取大学大学院 情報生産工学専攻への入学並びに研究のための派遣に関し多大の配慮を頂きました鳥取三洋電機株式会社の関係部門の方々、別して角 誠司さま、東出節男 部長はじめ研究開発本部研究開発部の方々に感謝します。

最後に、実験その他でご協力頂きました知能情報工学科 計算機工学講座の卒業生並びに在校生の諸氏に心より感謝します。

参 考 文 献

- (1) 小林, 井上ほか: “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, No.1, pp.19-26, (1986)
- (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, 小林ほか: “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) 山田, 福田: “眼球運動による文章作成・周辺機器制御装置”, 電子情報通信学会論文誌(D), Vol. J69-d, No.7, pp. 1103-1107, (1986)
- (7) 井上, 小林ほか: “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”, 情報処理学会論文誌, Vol. 33, No.5, pp.645-651, (1992)
- (8) 加納, 井上, 小林ほか: “ALS患者のためのCAの入力方法”, 電子情報通信学会研究報告, ヒューマンインターフェース 50-8, Vol. 93, No.80, pp.57-64, (1993)
- (9) 加納, 井上, 小林, 川上ほか: “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, pp.367-372, (1995)
- (10) 豊浦保子: “生命のコミュニケーション”, 東方出版, (1996)
- (11) 小長谷正明: “脳神経内科—頭痛からパーキンソン病まで”, 岩波新書, (1995)
- (12) 今田, 川勝, 益子, 小谷: “聴覚誘発脳磁界反応と刺激提示間隔”, 医用電子と生体工学・論文号, Vol.33, No.1, pp. 15-23 , (1995)
- (13) 栗城真也: “音声刺激による誘発脳磁界計測”, 計測と制御, Vol.31, No.2, pp.294-299, (1992)
- (14) 長峯, 柴崎: “脳波/脳磁図による非侵襲的脳機能測定”, 医用電子と生体工学・学会誌, Vol.18, No.4, pp. 36-41 , (1994)
- (15) 西村, 楠岡, 橋川, 奥, 神長, 藤田: “脳機能の非侵襲的計測—痴呆疾患への

- 応用”，医用電子と生体工学・学会誌，Vol.18，No.4，pp.42-49，(1994)
- (16) 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)，朝倉書店，(1993)
- (17) 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)
- (18) 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.300-209，(1992)
- (19) 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)
- (20) 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)
- (21) 柴崎，米倉：“脳のイメージング”，共立出版，(1995)
- (22) 立花 隆：“脳死”，中央公論社，(1986)
- (23) 立花 隆：“脳を究めるー脳研究最前線”，朝日新聞社，(1996)
- (24) S. Sutton, M. Bararen and J. Zubin：“Evoked potential correlates of stimulus
uncertainty”，Science，Vol.150，pp.1187-1188，(1965)
- (25) 西田，中村，諏訪園，本田，長峯，柴崎：“単一試行P300頂点潜時の生理
学的変動特性の抽出法”，医用電子と生体工学・論文号，Vol.32，No.4，pp.254-261，
(1994)
- (26) 中村，林，西田，宮崎，本田，長峯，柴崎：“小児事象関連電位の数式モデル
を用いた単一試行P3抽出法”，医用電子と生体工学・論文号，Vol.33，No.2，pp.
135-138，(1995)
- (27) N. V. Thakor：“Adapting Filtering of Evoked Potentials”，IEEE Transaction Biomedical
Engineering，Vol. BME-34，No.1，pp.6-12，(1987)
- (28) J. M. Moser, J. I. Aunon：“Classification and Detection of Single Evoked Brain
Potentials Using Time-Frequency Amplitude Features”，IEEE Transaction Biomedical
Engineering，Vol. BME-33，No.12，pp.1096-1106，(1986)
- (29) O. Bertrand, J. Bohorquez, J. Pernier：“Time-Frequency Digital Filtering Based on

- Invertible Wavelet Transform: An Application to Evoked Potentials” , IEEE Transaction Biomedical Engineering, Vol. BME-41, No.1, pp. 77-88, (1994)
- (30) 杉, 中村, 池田, 柿本, 柴崎: “脳波自動判読法のためのアーチファクト自動検出”, 医用電子と生体工学・論文号, Vol.33, No.3, pp. 203-213 , (1995)
- (31) 山田道夫: “ウェーブレット変換とは何か”, 数理科学 No. 354, サイエンス社, pp. 11-17, (1992)
- (32) 大田睦: “画像符号化における直交ウェーブレット”, 数理科学 No. 354, サイエンス社, pp. 24-30, (1992)
- (33) 守本晃: “ウェーブレットを用いた数値計算について”, 数理科学 No. 354, サイエンス社, pp. 36-43, (1992)
- (34) 菊地久和: “異常燃焼のウェーブレット解析”, 数理科学 No. 354, サイエンス社, pp. 44-51, (1992)
- (35) 榊原進: “ウェーブレット ビギナーズガイド”, 東京電機大学出版局, (1995)
- (36) 本間享, 小杉幸夫: “ニューラルネットを用いた誘発電位波形処理”, 電子情報通信学会論文誌 (D-II) , Vol.J73-D-II, No.8, pp.1322-1328, (1990)
- (37) 山田奨治: “脳波キーボードの入力速度向上手法と評価”, 電子情報通信学会論文誌 (A) , Vol.J79-A, No.2, pp.326-336, (1996)
- (38) 養老孟司: “情報器官としての脳”, 電子情報通信学会学会誌, Vol.78, No.3, pp.235-242, (1995)
- (39) 山鳥 重: “脳から見た心”, NHKブックス, (1985)
- (40) 伊藤正男: “脳と心を考える”, 紀伊国屋書店, (1993)
- (41) フロイド. E. ブルーム: “脳の探索”, 講談社 ブルーボックス, (1987)
- (42) 田村 博 編: “ヒューマンインターフェース”, コロナ社, (1987)
- (43) 田中一男: “インテリジェント制御システム”, 共立出版, (1996)
- (44) 大石, 井上, 小林, 加納, 中島, 川上: “コミュニケーションエイドのための事象関連電位 (REP) 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)
- (45) 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, ヒューマンインターフェース 56-3, Vol.94, No.74, pp.15-20, (1994)

- (46) T. Kawakami, M. Inoue, Y. Kobayashi, K. Nakashima: "Detection of the Event Related brain Potential and Its Application to Communication Aids", Advance in Human Factor / Ergonomics, Vol. 20B, Symbiosis of Human and Artifact, pp. 845-850, (1995)
- (47) N. Kanou, M. Inoue, Y. Kobayashi: "Composition of Message on Winking by ALS patients", Advance in Human Factor / Ergonomics, Vol. 20B, Symbiosis of Human and Artifact, pp. 911-916, (1995)
- (48) 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, ヒューマンインターフェース 62-1, Vol.95, No.88, pp.1-8, (1995)
- (49) 介中, 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)", 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)
- (50) 介中, 川村, 井上, 小林, 川上, 中島: "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選択項目の提示方法", 情報処理学会研究報告, ヒューマンインターフェース 68-3, Vol.96, No.85, pp.17-24, (1996)
- (51) 「クオーク」4月号: "脳波で話す", 「Quark」 April, 1996, No.166 pp.34-37, 講談社, (1996)

END