
高精度脳内可視化手法を用いたブレイン コンピューターインタフェースの開発

課題番号 17500349

平成17年度～平成18年度科学研究費補助金
(基盤研究(C)) 研究成果報告書

平成19年5月

研究代表者 堀 潤 一

新潟大学・自然科学系・助教授

はしがき

本報告書は、平成 17 年度～平成 18 年度科学研究費補助金基盤研究(C)の補助の下で実施された研究課題「高精度脳内可視化手法を用いたブレインコンピュータインタフェースの開発」(課題番号 17500349)の成果をまとめたものである。

本研究プロジェクトは、1999 年 10 月より 2000 年 8 月までの 10 ヶ月間のイリノイ大学シカゴ校における在外研究よりスタートする。この間、Biomedical Functional Imaging and Computing Laboratory のディレクタ Bin He 教授と、脳機能イメージング、特に脳の逆問題に関する共同研究を実施した。在外研究期間中の成果を更に発展させるため、平成 13 年度から平成 15 年度、科学研究費補助金基盤研究 (B) (2)の援助の下、「仮想ダイポールレイヤーを用いた時空間高精度脳機能マッピング」なる研究課題を実施した。多チャンネルデジタル脳波計を軸とした実験設備の構築と時空間脳機能解析への展開が主な研究テーマであった。本研究では、これらのダイポールイメージングを用いた高精度脳内可視化手法を基盤として、脳波を用いた非侵襲的な意思伝達装置であるブレインコンピュータインタフェースの可能性について検討した。

本研究を実施するに当たり、実験、データ解析、被験者など様々な場面で協力頂いた新潟大学工学部福祉人間工学科ならびに大学院自然科学研究科博士前期課程の堀研究室の学生諸氏に感謝の意を表す。特に、卒業研究、修士論文の研究の一環として、本研究に協力頂いた博士前期課程の成田拓憲君、青木直智君に感謝の意を表す。

平成 19 年 5 月

研究代表者 堀 潤一

(新潟大学自然科学系助教授)

平成17年度～平成18年度科学研究費補助金基盤研究(C)

研究成果報告書

研究課題名

高精度脳内可視化手法を用いたブレインコンピュータインタフェースの開発

(課題番号 17500349)

研究組織

研究代表者 堀 潤一 (新潟大学自然科学系助教授)

交付決定額 (配分額)

(金額単位：千円)

	直接経費	間接経費	合 計
平成13年度	2,700	0	2,700
平成14年度	900	0	900
総 計	3,600	0	3,600

研究発表

(1) 学会誌, 国際会議等

1. Hori, J., Miwa, T., He, B., Cortical dipole imaging of movement-related potentials in humans by means of parametric inverse filter, International Journal of Bioelectromagnetism, vol.7, no.2, 2005. pp.181-184.
2. Hori, J., Miwa, T., He, B., Cortical dipole imaging of movement-related potentials in humans by means of parametric inverse filter, BEM & NFSI Conference Proceedings, 2005.
3. Hori, J., Miwa, T., Ohshima, T., He, B., Cortical dipole imaging of movement-related potentials by means of parametric inverse filter incorporating with signal and noise covariance, Proc. 5th Int. Workshop Biosignal Interpretation, 2005, pp.105-108.
4. Hori, J., Sakano, K., Saitoh, Y., Development of a communication support device controlled by eye movements and voluntary eye blink, IEICE Trans. Info. & Syst., vol.E89-D, no.6, 2006, pp.1790-1797.
5. Hori, J., Sakano, K., Miyakawa, M., Saitoh, Y., Eye movement communication control system based on EOG and voluntary eye blink, Lecture Notes in Computer Science (10th Int. Conf. on Computers

Helping People with Special Needs), vol.4061, 2006, pp.950-953.

6. Hori, J., Ohshima, T., Miwa, T., He, B., Cortical imaging of brain electrical activity using parametric inverse filter, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2006.
7. Hori, J., He, B., Cortical potential imaging of movement-related potentials using parametric Wiener filter in realistic-shaped head model, Proc. of 28th Annual Int. Conf. of IEEE EMBC, 2006.
8. Aoki, N., Hori, J., He, B., Estimation of cortical dipole sources by equivalent dipole layer imaging and independent component analysis, Proc. of 28th Annual Int. Conf. of IEEE EMBC, 2006.
9. Yamagishi, K., Hori, J., Miyakawa, M., Development of EOG-based communication system controlled by eight-directional eye movements, Proc. of 28th Annual Int. Conf. of IEEE EMBC, 2006.
10. Hori, J., Miwa, T., Ohshima, T., He, B., Cortical dipole imaging of movement-related potentials by means of parametric inverse filters incorporating with signal and noise covariance, Methods Inform. Med., In press.

(2) 口頭発表

1. 堀潤一, 徳武篤史, 斉藤義明, 宮川道夫, 脳波のアルファ波帯域に着目した Brain Computer Interface, 第 44 回日本生体医工学会大会, 2005.
2. 三輪俊成, 堀潤一, 斉藤義明, Bin He, 頭部実形状を考慮した脳皮質電位イメージングー運動関連電位への応用ー, 第 25 回日本生体医工学会甲信越支部大会, 2005.
3. 坂野幸治, 堀潤一, 斉藤義明, EOG を用いた文字入力インタフェースの開発, 第 25 回日本生体医工学会甲信越支部大会, 2005.
4. 大島健志, 堀潤一, 三輪俊成, 斉藤義明, 信号と雑音の統計的性質を考慮した空間逆フィルタによる脳機能ダイポールイメージング, 生体医工学シンポジウム, 2005.
5. 堀潤一, 坂野幸治, 斉藤義明, 宮川道夫, EOG (Electrooculogram)を用いた視線入力インタフェースの開発, 日本生体医工学会医療福祉分野におけるヒューマンインタフェース研究会平成 17 年度第 4 回研究会, 2006.
6. 成田拓憲, 長谷川敬士, 堀潤一, アルファ波阻止を用いた BCI システムの開発, 第 4 回日本生活支援工学系学会連合大会, 2006.
7. 長谷川敬士, 成田拓憲, 堀潤一, ブレインコンピュータインタフェースのためのアルファ波阻止の検出とシステム開発, 第 26 回日本生体医工学会甲信越支部大会, 2006.
8. 青木直智, 堀潤一, Bin He, ダイポールイメージングと独立成分分析を用いた脳内信号源の推定, 平成 18 年度電子情報通信学会信越支部大会, 2006.
9. 山岸健司, 堀潤一, 宮川道夫, 眼電図を用いた文字入力インタフェースの開発, 平成 18 年度電子情報通信学会信越支部大会, 2006.

(3) 出版物

1. He, B., Hori, J., and Babiloni, F., John Wiley and Sons, Electroencephalography (EEG): Inverse Problems," In: Akay, M. ed. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, 2006.

研究成果による工業所有権の出願・取得状況

なし

概要

高精度脳内電気活動可視化手法を用いた無侵襲ブレインコンピュータインタフェース (BCI) を開発することを本研究の目的とした。BCI とは、運動機能障害をもつ患者が手足や音声を使わずに、意思のみで情報入力を可能とする装置のことである。BCI 実現に向けて、脳内電気活動の時空間情報を有効に活用するいくつかの方法を比較検討するとともに、実際に BCI を構築するためのハードとソフトの整備を行った。

意思伝達の誤作動をなくし信頼性を向上させるため、等価ダイポールイメージング法により頭皮脳波電位から脳内信号源強度分布を高分解能で推定し、この時空間情報を活用した。また、等価ダイポールイメージングから、独立成分分析より信号源分離を行うことで、詳細な信号源情報の可視化を実現した。実験として、動作を伴わない様々なタスクを想定した場合の脳波時空間マッピングを計測した。具体的には、上肢の動作など自動的な随意運動、およびそれらを実際に動かさずに意識した場合の脳波マッピングを計測した。ベータ波の賦活など脳機能の興奮状態のみならず、アルファ波阻止などの抑制状態を時空間情報として捉えることにより精度向上を実現した。更に、ダイポールイメージングにより信号源の局在化を行った後、信号源推定を行うことにより、より詳細な特徴抽出を実現した。本研究を通して、どの手法、どの脳電位、どのタスクが BCI に最も適するか結論には至らなかったが、今後より現実に即した BCI の確立に向けて基礎データが得られたと考える。

本報告書は、「ダイポールイメージングと独立成分分析を用いた脳内信号源推定」と「アルファ波阻止を用いたブレインコンピュータインタフェースの開発」の2部で構成される。

キーワード

- | | | | |
|----------|----------------|------------|-------|
| (1)BCI | (2)ダイポールイメージング | (3)脳内信号源推定 | (4)脳波 |
| (5)マッピング | (6)インタフェース | (7)アルファ波阻止 | |

ダイポールイメージングと独立成分分析を 用いた脳内信号源推定

第1章 はじめに

脳情報処理機能の詳細な解析や、てんかん等の脳内病巣位置の特定などのため、脳内の電氣的活動を把握する方法が望まれている。脳波は、MRI (Magnetic Resonance Imaging) や PET (Positron Emission Tomography) などと比べ、計測環境の制限が少なく、無侵襲で容易に計測できるため、自然環境で脳機能を解明する有効な手段と考えられる。しかし、頭皮で計測される脳波は、頭蓋骨の低電導特性や電極数の制限、雑音などの影響により、空間分解能が悪い。この問題を解決する手段として、頭皮電位分布から脳内信号源を推定する様々な方法が提案されている。

脳内電氣的活動を推定する方法として、頭皮電位分布から直接信号源であるダイポールを推定・追跡する方法と、空間逆フィルタを用いて信号強度分布や脳表面電位を推定する方法[13]-[16]が提案されている。直接信号源を推定する方法では、信号源の個数や方向に制約条件を設けることによって、詳細に信号源の位置を推定できるが、実際には信号源の個数はわからない。一方、頭皮電位分布から空間逆フィルタを用いて、脳内の信号強度分布を推定する脳内ダイポールイメージング法[13]-[16]では、信号源の個数や方向に制約がなく、脳内の電氣的活動を把握できるメリットがある。

脳内ダイポールイメージング法では、脳内に仮想的にダイポール層を設置し、信号源はこのダイポール層上の複数のダイポールによって等価的に表されると仮定する。ダイポール層から頭皮表面までの伝達関数が求まれば、逆問題を解くことによって頭皮電位分布からダイポール層信号強度分布を求めることができる。伝達関数を求めるために、組織によって導電率が異なる不均質な頭部モデルが開発されている。また、脳内ダイポールイメージングにおける逆問題を解くための空間逆フィルタとして、雑音の統計的情報を考慮したパラメトリック射影フィルタを用いた方法が提案されている。この方法によれば非均一雑音が含まれた環境において、Tikhonov 正則化手法を用いた推定法や固有値分解を用いた一般逆などの従来法よりも復元精度が高く、脳内ダイポール層信号強度分布をより鮮明に画像化できた。

先行研究[13],[15]では、複数の信号源が離れている場合、ダイポールイメージング法を用いて任意方向の信号源推定を可能にした。しかし、信号源が空間上に複雑に存在し重畳して頭皮電位に現れる場合、従来のダイポールイメージング法では信号源を正確に推定できなかった。そこで、独立成分分析によりあらかじめ観測信号を分離する方法を考えた。独立成分分析とは、観測信号が統計的に独立な原信号の混合から構成されていると仮定し、独立性の基準により観測信号から原信号に分離する分析手法である。この手法により、極性の重なりが生じている信号強度分布からでも信号源推定が可能となる。

本研究では、独立成分分析とダイポールイメージング法を組み合わせた信号源推定法を

用いて脳内の複数信号源を高精度に推定することを目的とした。独立成分分析より、雑音を抑制しながら局所化された脳内ダイポール層信号強度分布を推定した。分離された脳内ダイポール層信号強度分布から、一旦伝達関数により分離脳波を算出した。それぞれの分離脳波から複数の深さの異なるダイポールイメージングを求めることで、脳内の3次元強度分布を把握でき、これらの分布を解析することによって、脳内信号源の3次元位置、モーメントの推定を行った。そして、仮定された信号源から順問題を解くことによって推定頭皮電位を生成し、実計測された頭皮電位との比較を行い、相対誤差が最小となる推定頭皮電位を生成する信号源を推定した。

本研究では、不均質3層同心球頭部モデルを対象とし、個数が2個で、放射方向に強度が変化する場合の信号源推定シミュレーションを行った。また実測した視覚誘発脳波の臨床データから信号源推定を行い、生理学、解剖学的知見と比較することにより、本方法の有効性を確認し、従来用いられてきたダイポール追跡法とは異なる新しい信号源推定法の展望を示した。

第2章 方法

2.1 構成

本研究で提案する脳内信号源可視化手法は、信号源分離過程と信号源推定過程から成る。全体の構成を図2.1に示す。観測脳波から空間逆フィルタを用いて脳内ダイポール層強度分布を推定した。独立成分分析によりダイポール層強度分布を分離した後、頭部モデルの伝達関数を用いて分離脳波を得た。それぞれの分離脳波でダイポールイメージングによる信号源推定を行った。

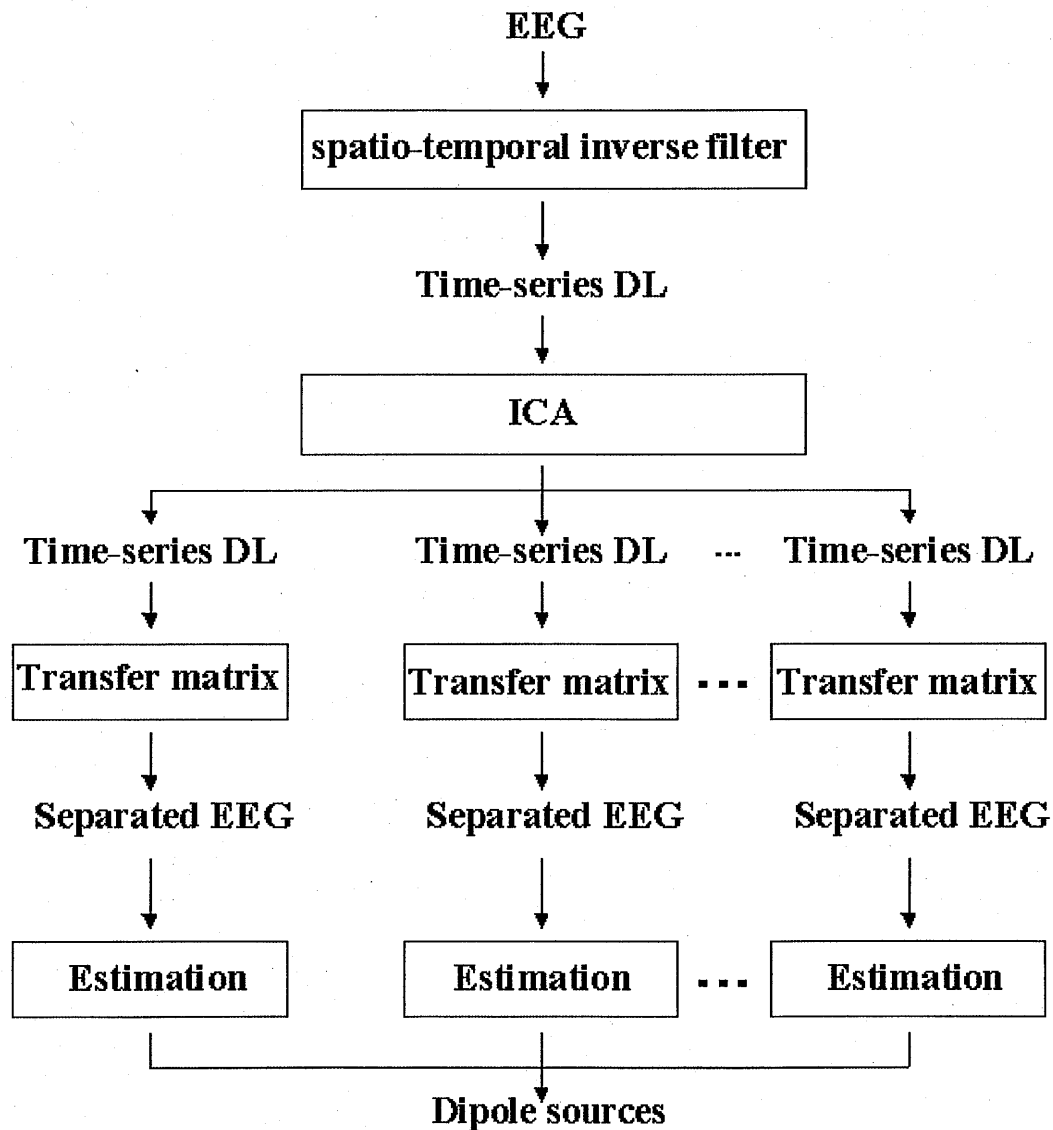


図2.1 信号源推定法の構成図

2.2 独立成分分析による信号源分離[7]

信号源分離に用いた独立成分分析の概念について述べる．独立成分分析が設定する生成モデルは観測信号を x ，混合行列を A ，信号源を s とすると，

$$x = As \quad (2.1)$$

$$\begin{pmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ \vdots \\ x_n(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \dots & a_{nn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \\ \vdots \\ s_n(t) \end{pmatrix},$$

と定義される． n はセンサ数とする．生成モデルより得られた観測信号 x に復元作用素 W を作用させ，

$$y = Wx \quad (2.2)$$

$$\begin{pmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \\ \vdots \\ y_n(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} w_{11} & w_{12} & \dots & w_{1n} \\ w_{21} & w_{22} & \dots & w_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ w_{n1} & w_{n2} & \dots & w_{nn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ \vdots \\ x_n(t) \end{pmatrix}$$

とし，信号源 s の推定として独立成分 y を求める．独立成分分析は， y の独立性を評価する基準とその基準を基にした目的関数を最大化または最小化する数値計算法から成る．本研究ではFastICAアルゴリズムを用いた．FastICA アルゴリズムでは独立性を評価する基準にはネグントロピーの近似，数値計算法には不動点法を用いている．信号源 $s_i(t)$, $i = 1, \dots, n$ に仮定する条件は，

- i) 各信号源 $s_i(t)$ は互いに統計的に独立である．
- ii) 各信号源 $s_i(t)$ は非ガウス分布に従う．
- iii) 混合行列 A は正方行列である．

実際には，センサの数 n と独立成分の数 m が等しいとは限らないので，混合行列 A は正方行列ではない．そこで独立成分分析の前処理として白色化(主成分分析)を行い，観測データの次元を独立成分の数の次元 m に縮約することで正方行列にする．もし，観測データが m 個の独立成分のみからなり，雑音が加わっていなければ観測データ全体は m 次元部分空間に含まれる．

2.3 脳内ダイポールイメージング

2.3.1 頭部モデル

脳内ダイポールイメージングでは、まず、頭部モデルを設定し、頭皮から脳内仮想表面までの順問題を解いた。そして頭皮から脳内仮想表面までの逆問題を解き、脳内信号強度分布を推定した。頭部モデルを図 2.1 に示す。頭部モデルは実際の頭皮同様に導電率が異なる 3 層で構成されている。最も外側の層は頭皮、中間の層は頭蓋骨、その内側は脳である。脳内で発生する信号源をダイポールと考える。脳内で信号が発生すると、脳内に仮想的に設置した層上にある複数のダイポールによって等価的に表現される。この層をダイポール層と呼び、信号源の数や方向によらず脳内電気活動を可視化できる。このダイポール層信号強度分布は、頭皮電位から逆フィルタによって推定した。

時空間解析を行う際には、信号源の強度やその個数、方向、発生箇所が時変性であるため、それにしたがって、ダイポール層のダイポール強度分布や、頭皮電位も変化する。また、頭皮電位を測定する際に発生する雑音も時変性である。

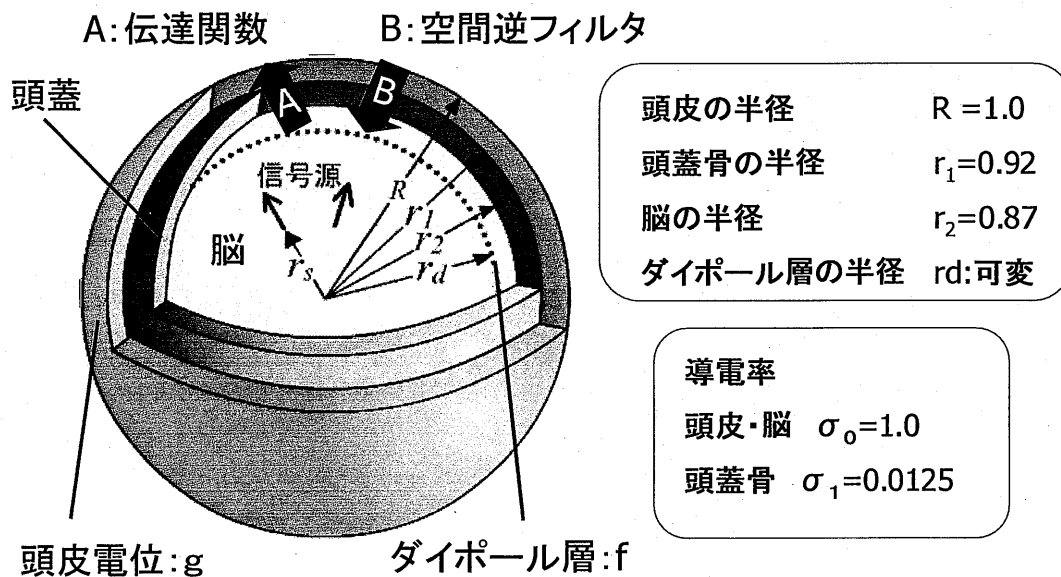


図 2.1 頭部モデル

2.3.2 順問題・逆問題の定式化

図 2.1 に示したモデルで、ダイポール層から頭皮への伝達関数を A 、頭皮からダイポール層のダイポール強度分布を推定する逆フィルタを B_k とし、脳内のダイポール信号強度分布をベクトル形式で f_k と表すことにする。ただし、 k は時間を表す変数である。劣化した頭皮電位を g_k と表すと、順問題は、

$$g_k = Af_k + n_k \quad (2.3)$$

と定式化できる． n_k は加法雑音とする．それに対して逆問題は，

$$\hat{f}_k = B_k g_k \quad (2.4)$$

となる．ここで， \hat{f}_k は，ダイポール信号強度分布 f_k を推定したものである．実際の測定の際には，式(2.3)のように雑音が重畳するため，雑音を考慮した空間逆フィルタを求めなければならない．ここで，ダイポール層から頭皮表面までの伝達関数 A が時不変なのに対し，ダイポール層のダイポール信号強度分布，または時空間解析を行う際には，脳内ダイポール信号強度分布 f_k と雑音 n_k は時変である．そのため，空間逆フィルタ B_k も時変である必要がある．

2.3.3 時空間逆フィルタの構成

本研究では，空間逆フィルタとしてパラメトリック射影フィルタを用いた．このフィルタは復元精度と雑音抑制のバランスをとるために，正則化パラメータ γ_k をとり入れた逆フィルタである．パラメトリック射影フィルタは，

$$J_k = \text{tr}[(B_k A - I)(B_k A - I)^*] + \gamma_k E\|B_k n_k\|^2 \quad (2.5)$$

を最小にする B_k として定義される．ここで， $\text{tr}[\cdot]$ は作用素 \cdot のトレースであり， $*$ は複素共役， E は期待値操作を表す．パラメトリック射影フィルタは，

$$B_k = A^*(AA^* + \gamma_k Q_k)^+ \quad (2.6)$$

となる．ここで， Q_k は雑音の共分散行列であり， $Q_k = E[n_k n_k^*]$ と表される．パラメータ γ_k を決定する方法を以下に示す．原画像 f_k に対する復元画像 \hat{f}_k の2乗誤差は，

$$\begin{aligned} \|f_k - \hat{f}_k\|^2 &= \|f_k - B_k(Af_k + n_k)\|^2 \\ &= \|f_k - B_k Af_k\|^2 + \|B_k n_k\|^2 + 2(B_k n_k, f_k - B_k Af_k) \end{aligned} \quad (2.7)$$

のように変形できる． (\cdot, \cdot) はヒルベルト空間の内積である．式(2.7)はさらに，雑音の期待値 E をとると，

$$\cong \|f_k - B_k A f_k\|^2 + E\|B_k n_k\|^2 + 2E(B_k n_k, f_k - B_k A f_k) \quad (2.8)$$

のように変形できる。ここで、第1項は復元誤差を表し、第2項は観測雑音の大きさを表す。第3項は、0に近似できる。実際のパラメータ γ_k を決定する手順を以下に示す。

- ① 任意の初期値 γ_0 を用いて f_k を求める。
- ② 初期値 γ_0 をもとに、

$$J_1(\gamma_1) = \|\hat{f}_k - B_k A \hat{f}_k\|^2 + \text{tr}[B_k Q_k B_k'] \quad (2.9)$$

を最小にする γ_1 を決定する。

- ③ 収束条件

$$\frac{|\gamma_1 - \gamma_0|}{|\gamma_0|} < e \quad (2.10)$$

を満たす場合、 γ_1 を出力する。満たさない場合、 γ_1 を γ_0 に置換して手順①に戻る。

このような再帰的な手続きを繰り返すことで正則化パラメータ γ を決定した。

本研究では、パラメトリック射影フィルタを時変性に拡張したものを時空間逆フィルタとして用いた。各々の時点で得られる頭皮電位 g_k から最適な正則化パラメータと雑音共分散行列を推定し、逆フィルタ $B_k(\gamma_k, Q_k)$ を用いてダイポール層の推定値 \hat{f}_k を求めた。

2.4 信号源分離過程

信号源分離過程は、独立成分分析によりダイポール強度分布時系列を独立な成分に分離し、ダイポールイメージング法で信号源推定を行うための前処理とする。本研究では脳波ではなくダイポール層信号強度分布時系列に独立成分分析を行った。その理由として、

- ① 今回用いた独立成分分析アルゴリズムの生成モデルは雑音を考慮していない。
- ② 信号源が非ガウス分布に従っていると仮定するため、白色雑音は分離できない。
- ③ 雑音があると、主成分分析による部分空間にデータ全体が含まれない。

がある。分離手順は以下の通りである。

- i) 観測頭皮電位 g から時空間ダイポール層信号強度分布(離心率0.87)を推定する。

$$x = Bg \quad (2.11)$$

- ii) 求めたダイポール層信号強度分布に、主成分分析を前処理とした独立成分分析を行う。

$$z = Vx = (VA)s \quad (\text{主成分分析}) \quad (2.12)$$

$$y = Wz \quad (\text{独立成分分析}) \quad (2.13)$$

より，混合行列 A と独立成分 y を推定する．

iii) 独立成分分析で推定した混合行列と独立成分から分離したダイポール層信号強度分布を求める．ダイポール層信号強度分布 x の推定 \hat{x} は，推定された \hat{A} と y より，

$$\hat{x} = \hat{A}y \quad (2.14)$$

$$\begin{pmatrix} \hat{x}_1(t) \\ \hat{x}_2(t) \\ \vdots \\ \hat{x}_n(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \hat{a}_{11} & \hat{a}_{12} & \dots & \hat{a}_{1m} \\ \hat{a}_{21} & \hat{a}_{22} & \dots & \hat{a}_{2m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{a}_{n1} & \hat{a}_{n2} & \dots & \hat{a}_{nm} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \\ \vdots \\ y_m(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \hat{a}_{11} \\ \hat{a}_{21} \\ \vdots \\ \hat{a}_{n1} \end{pmatrix} y_1(t) + \begin{pmatrix} \hat{a}_{12} \\ \hat{a}_{22} \\ \vdots \\ \hat{a}_{n2} \end{pmatrix} y_2(t) + \dots + \begin{pmatrix} \hat{a}_{1m} \\ \hat{a}_{2m} \\ \vdots \\ \hat{a}_{nm} \end{pmatrix} y_m(t)$$

iv) 分離したダイポール層信号強度分布と伝達関数より，分離した頭皮電位を求める．

$$\begin{aligned} \hat{g}(t) = A \begin{pmatrix} \hat{x}_1(t) \\ \hat{x}_2(t) \\ \vdots \\ \hat{x}_n(t) \end{pmatrix} &= A \begin{pmatrix} \hat{a}_{11} & \hat{a}_{12} & \dots & \hat{a}_{1m} \\ \hat{a}_{21} & \hat{a}_{22} & \dots & \hat{a}_{2m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{a}_{n1} & \hat{a}_{n2} & \dots & \hat{a}_{nm} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \\ \vdots \\ y_m(t) \end{pmatrix} \\ &= A \begin{pmatrix} \hat{a}_{11} \\ \hat{a}_{21} \\ \vdots \\ \hat{a}_{n1} \end{pmatrix} y_1(t) + A \begin{pmatrix} \hat{a}_{12} \\ \hat{a}_{22} \\ \vdots \\ \hat{a}_{n2} \end{pmatrix} y_2(t) + \dots + A \begin{pmatrix} \hat{a}_{1m} \\ \hat{a}_{2m} \\ \vdots \\ \hat{a}_{nm} \end{pmatrix} y_m(t) \end{aligned} \quad (2.15)$$

本研究では，独立成分分析の前に主成分分析を行うことで推定信号源の数を決定した．つまり，主成分の固有値寄与率から推定信号源の個数 m を決定し，観測信号を次元 m に縮約する．累積固有値寄与率が90%以上になったときの主成分の数を推定信号源の個数とした．

2.5 信号源推定過程

信号源を頭皮で観測された電位分布から直接推定するのではなく，一度頭皮電位から脳内ダイポール強度分布を推定し，その強度分布から信号源を推定した．具体的には，頭皮

電位から脳内ダイポールイメージングによって、深さの異なる複数の脳内のダイポール層信号強度分布を求めた。画像化された各層の強度分布より3次元上のダイポール強度分布を解析することにより、信号源を推定した。

2.5.1 ダイポールイメージング法による信号源推定

本研究では、脳内信号源を3次元位置とモーメントとして表現した。まず頭皮電位から脳内ダイポールイメージングによってダイポール層の信号強度分布を推定し、その強度分布を利用して信号源を推定した。推定手順を以下に、図2.2に推定手順の概略を示す。

推定手順

- i) 頭皮電位から脳内ダイポールイメージング法により、半径の異なる複数のダイポール層の信号強度分布を推定。
- ii) 信号強度分布における強度のピーク点の局所化。
- iii) 強度のピーク点により近似直線を作成し、近似直線上に位置の異なる複数の信号源を仮定し、前過程の独立成分分析で分離した波形から強度を推定。
- iv) 仮定された信号源から推定頭皮電位を生成し、真の頭皮電位と比較。
- v) 相対誤差が最小となる信号源を決定。

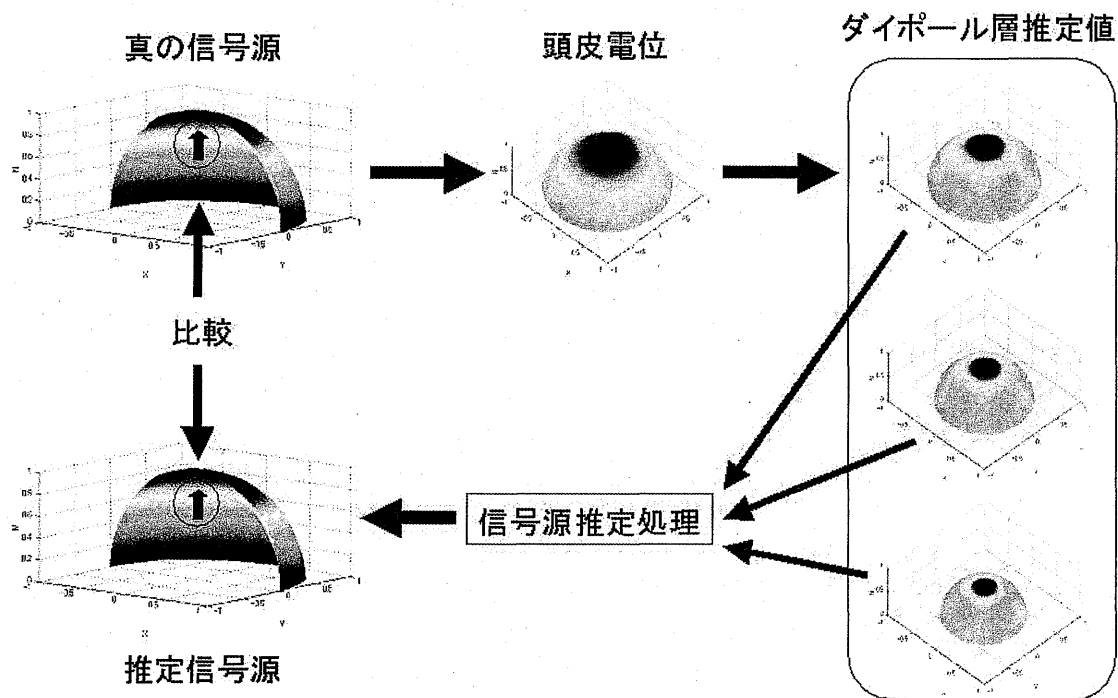


図2.2 信号源推定の流れ

2.5.2 信号強度の局所化

信号源の位置を求めるためには、プラスあるいはマイナスの極性の中心点の情報が不可

欠である。このことから、プラス極性・マイナス極性の強度分布を局所化することで中心点を特定した。極性の中心点を算出するために、強度の最も強い点からある範囲のダイポール強度を抽出し、それらの平均位置を取ることで局所化した。信号源が複数の場合には、極性分布も複数存在するため、それぞれの分布に対して抽出・局所化を行った。プラス極性の強度分布は、信号源の個数と同じ数だけ局所化され、2次元上座標で表される。

信号強度分布を局所化するパラメータとして抽出強度と抽出半径を設定した。抽出半径とは最大強度値を持つ点の位置を中心として、強度分布を抽出する際の半径であり、抽出強度とは抽出半径内で最大強度値に対して何%以上の強度を持つ点を抽出するかを指定する。

例として、抽出半径を0.35、抽出強度を0.55とした場合で説明する。1つのダイポール層上において強度が最も強い点を取り出す。それを中心に抽出半径0.35内にあり、かつ強度が最も強い点の55%以上の値を持つものを抽出する。抽出されたダイポール信号強度の座標の平均したものを強度のピーク点とする。本研究では、抽出半径をダイポール層半径の関数とし、可変とした。

2.5.3 近似直線の作成

プラスまたはマイナスのみの極性が現れている信号強度分布のピーク点から近似直線を作成した。2つの信号源(放射方向)を設置した場合の頭皮電位から求めたピーク点は多少のばらつきはあるが線形的に分布している。この点をもとに近似直線を作成し、この直線上に信号源があると仮定した。図2.4に図2.3から作成した近似直線を示す。近似直線の作成には最小2乗法を用いた。この近似直線上に、位置とモーメントを変化させた複数信号源を仮定した。

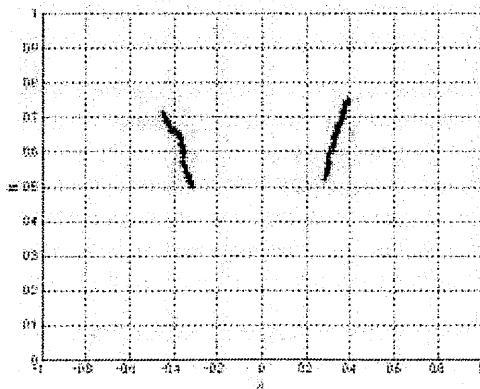


図2.3 各ダイポール層のピーク点

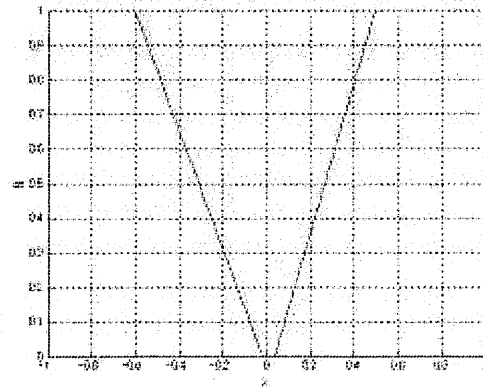


図2.4 ピーク点から作成した近似直線

2.5.4 頭皮電位の比較

近似直線上に仮定した信号源から、推定頭皮電位を生成し、真の頭皮電位（順問題により生成した頭皮電位）と比較した。誤差は相対誤差 (RE_g) によって評価した。

$$RE_g = \frac{\|g - g_0\|}{\|g\|} \quad (2.16)$$

ここで、 g は信号源分離過程で分離された頭皮電位、 g_0 は仮定した信号源から推定された頭皮電位である。この相対誤差が最小となった推定頭皮電位を生成した信号源を、推定信号源とした。なお相対誤差は各変数ごとにほぼ線形に変化するため、2分探索法によって信号源探索の計算時間を短縮した。

2.6 実形状データへの応用

シミュレーションではなく実験で取得した誘発脳波を用いて信号源を推定した場合は、推定信号源を球状頭部モデルから実形状頭部モデルに変換し、対象とした誘発脳波における生理学、解剖学的事実から推定信号源を検証した。実形状データはMRIで取得した脳表面上の座標データを使用した。節点座標を次式で変換し半径1の球状に投影した。

$$(x'_i, y'_i, z'_i) = (x_i, y_i, z_i) / R_i, (R_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}, i = 1 \dots 1962) \quad (2.17)$$

推定信号源を半径1の球に投影し、最も近い点の R_i より実形状頭部モデルに変換する。

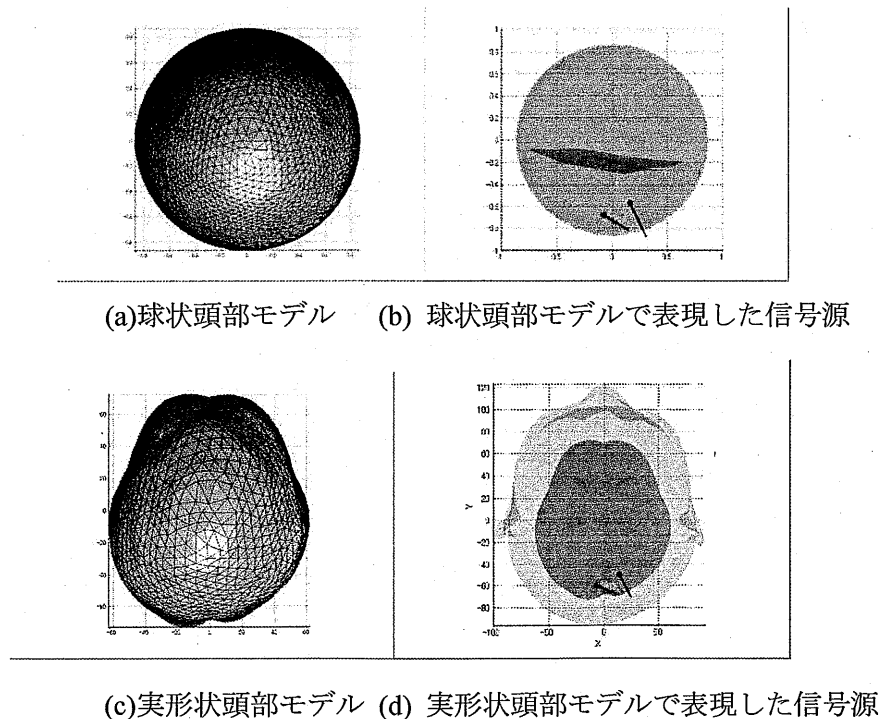


図2.6 球状頭部モデルと実形状頭部モデルにおける脳内信号源脳内信号源

第3章 シミュレーション

3.1 シミュレーション条件

2.3.1節で述べた頭部モデルを用いて時空間シミュレーションを行った。シミュレーション条件は表3.1のように設定した。また、放射方向で信号強度が正弦波状に変化する2つの信号源を図3.1のように設置した。Ds1は α 波を想定し10Hz, Ds2は γ 波を想定して40Hzの周波数とした。

表 3.1 シミュレーション条件

信号源の個数	2
ダイポール層サンプリング数	1280
Ds1 位置	(0.3500000, 0, 0.6062178)
Ds2 位置	(-0.350000, 0, 0.6062178)
Ds1 周波数	10 Hz (α 波)
Ds2 周波数	40 Hz (γ 波)
頭皮電極数	128
背景雑音	ガウシアン白色雑音
雑音レベル	0.1
サンプリング周波数	250Hz
サンプリング時間	0.5 sec

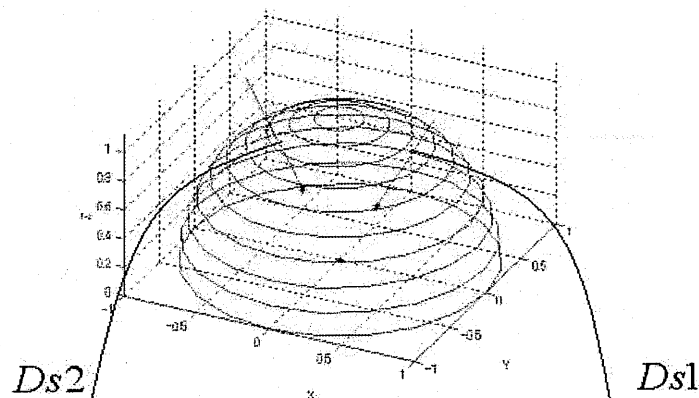


図 3.1 シミュレーション条件

3.2 シミュレーション結果

シミュレーション条件により作成した脳波を図3.2に示す。

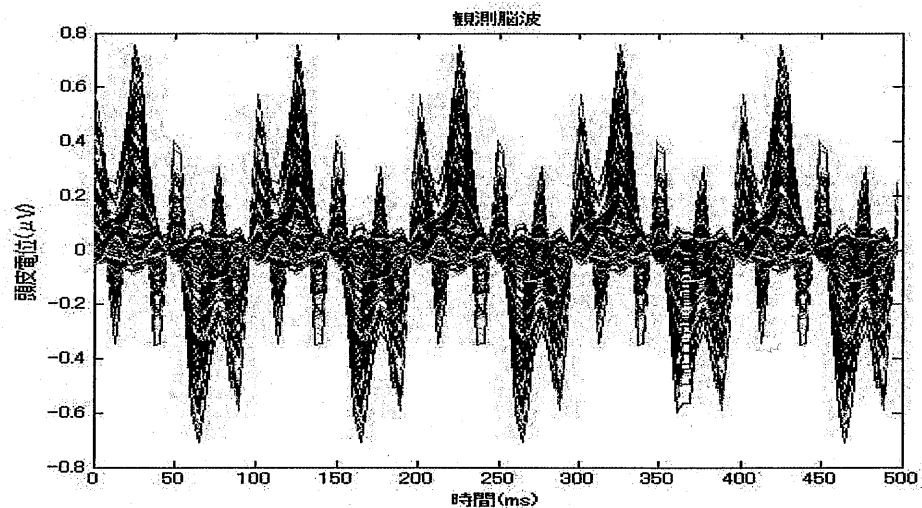


図3.2 観測脳波

3.2.1 信号源分離結果

脳波に時空間パラメトリック射影フィルタを作用させ、離心率0.87のダイポール層信号強度分布時系列を求めた。結果を図3.3に示す。

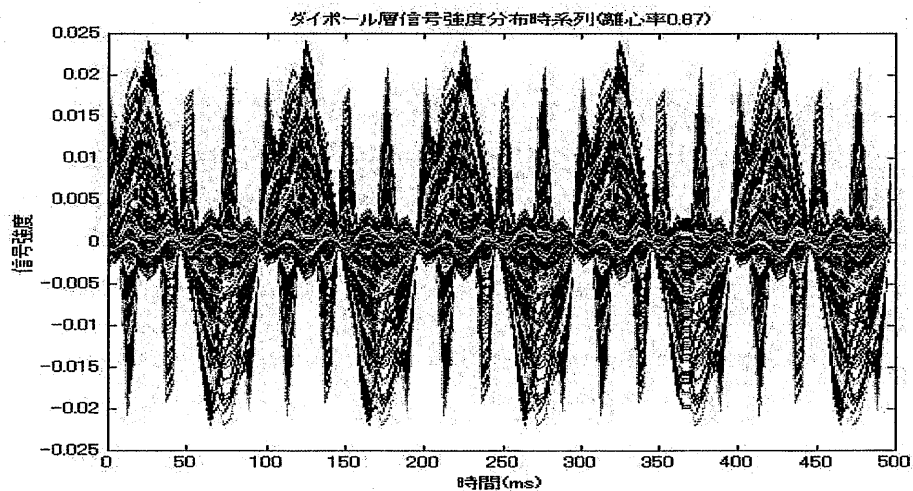


図3.3 ダイポール層強度分布時系列(離心率0.87)

前処理として用いた主成分分析の段階で、2つの主成分で累積固有値寄与率が99.82%であった。独立成分分析による独立成分波形を図3.4に、それぞれの独立成分波形をダイポールイメージングの伝達関数で分離脳波に変換した結果を図3.5に示す。

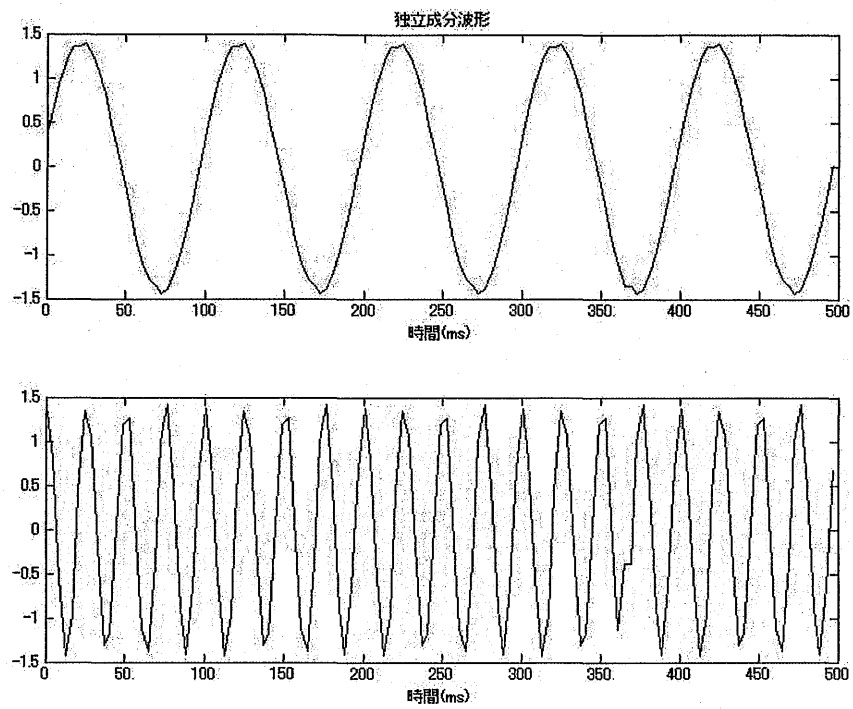


図3.4 独立成分波形

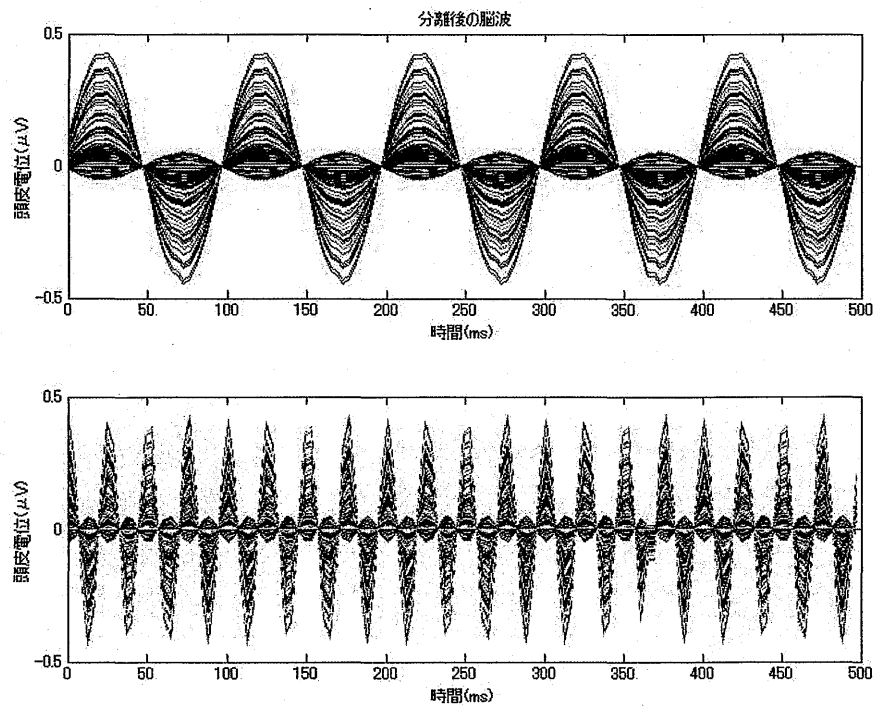


図3.5 分離後の脳波

観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布を図3.6に示す。

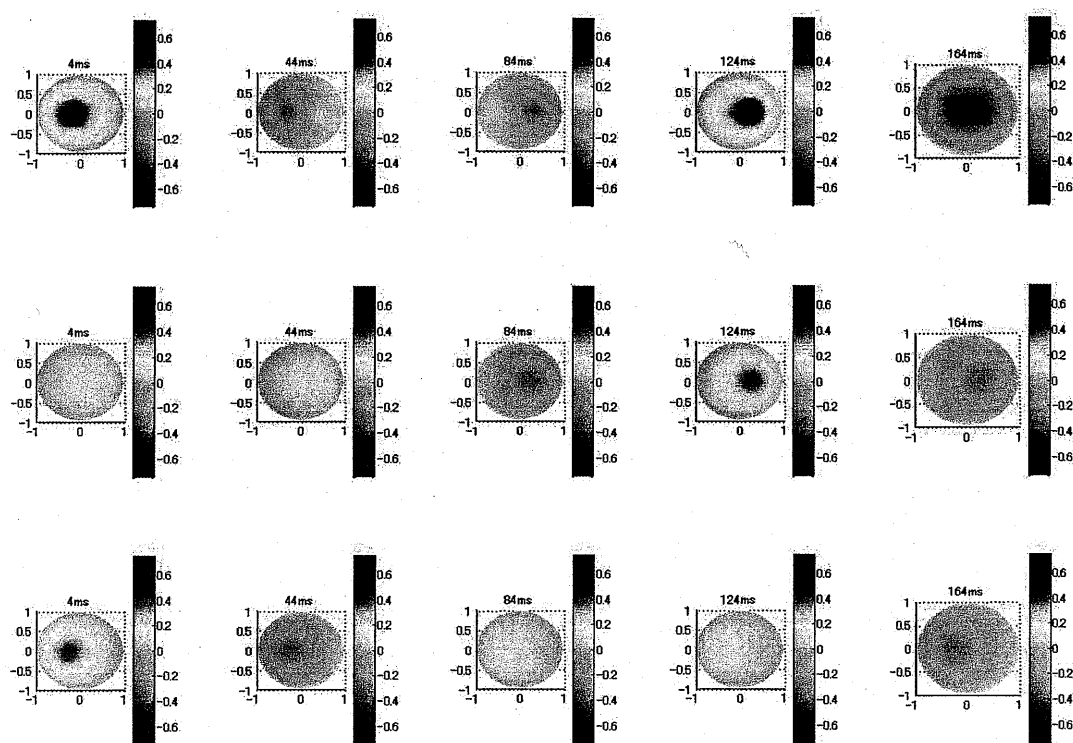


図3.6(a)脳波と分離脳波の頭皮電位分布(4ms~164ms)

上段から観測脳波，分離脳波 1， 分離脳波 2

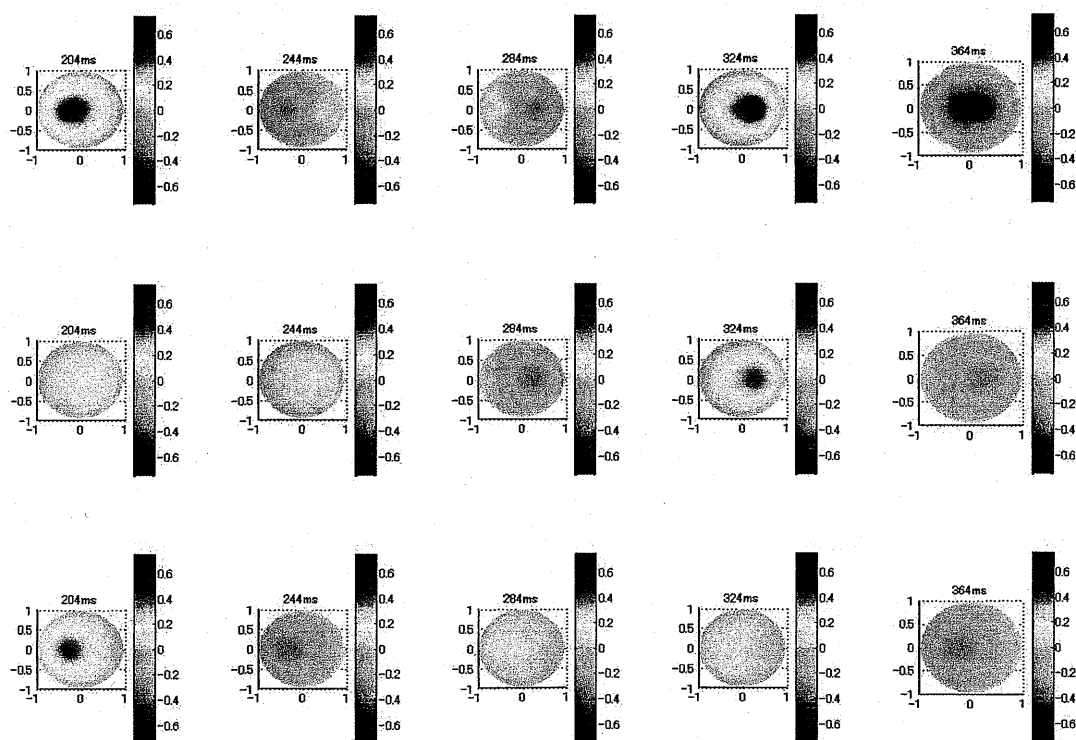


図 3.6b) 脳波と分離脳波の頭皮電位分布(204ms~364ms)

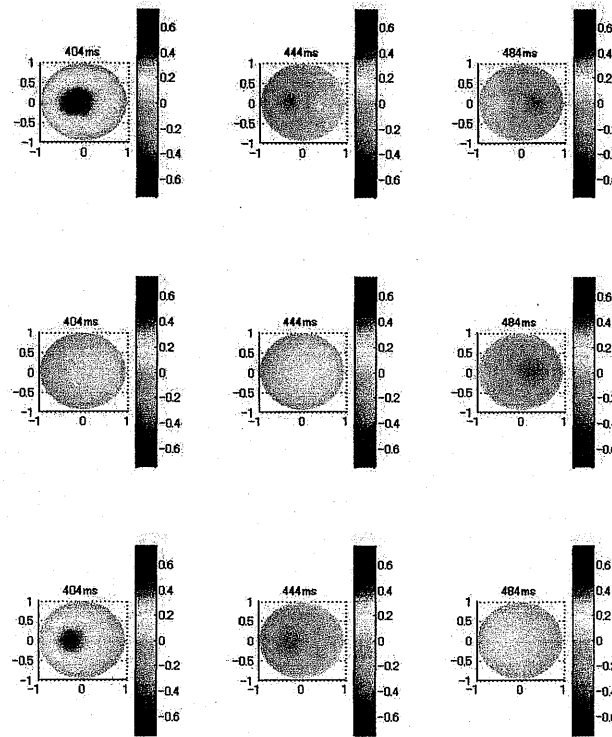
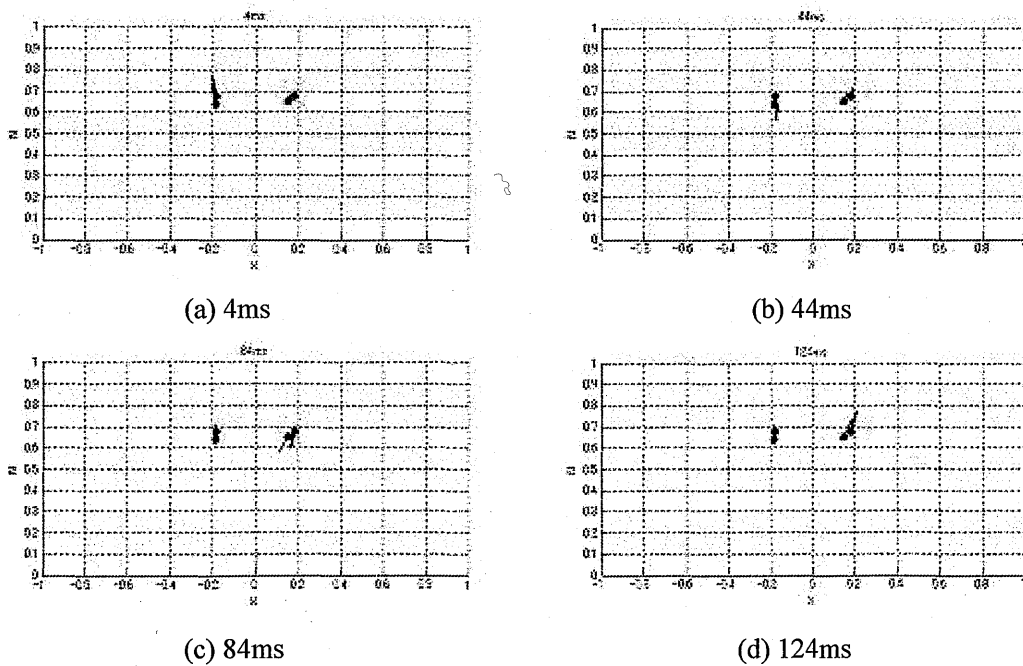
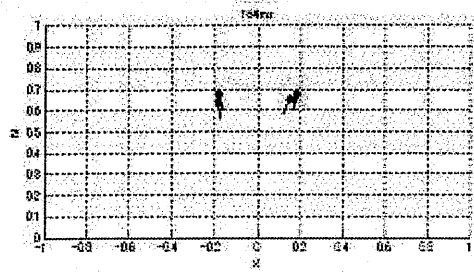


図3.6(c) 波と分離脳波の頭皮電位分布(404ms~484ms)

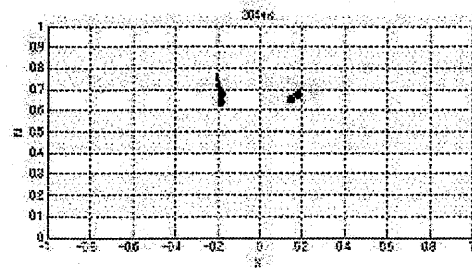
3.2.2 信号源推定結果

分離脳波とダイポールイメージング法から、推定した信号源を図3.7に示す。

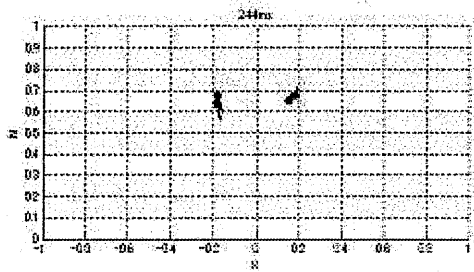




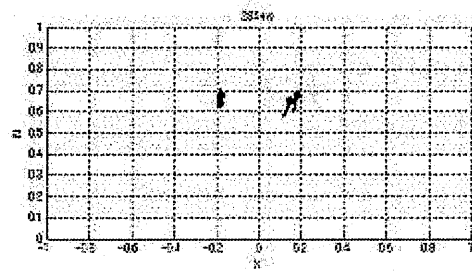
(e) 164ms



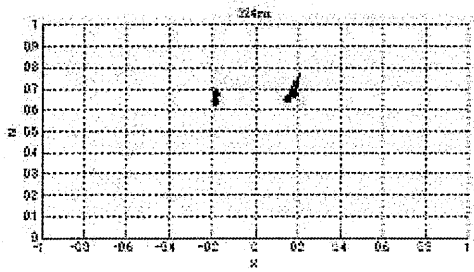
(f) 204ms



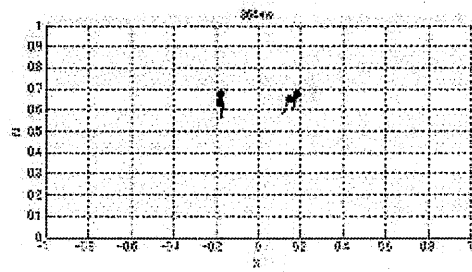
(g) 244ms



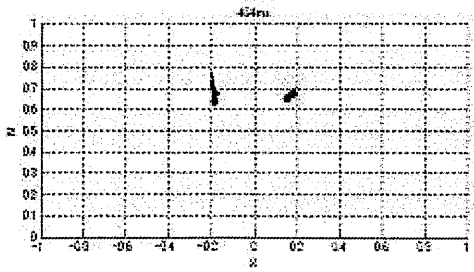
(h) 284ms



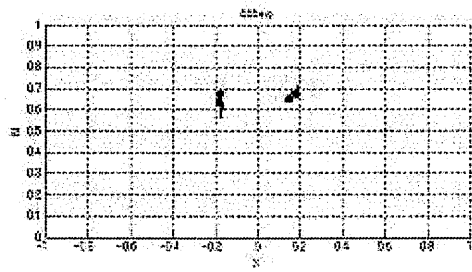
(i) 324ms



(j) 364ms



(k) 404ms



(l) 444ms

図3.7 真の信号源(赤)と推定信号源(青)

分離脳波での信号源推定において、分離脳波と推定信号源が作る脳波の相対誤差 RE_g を図3.8に示す。

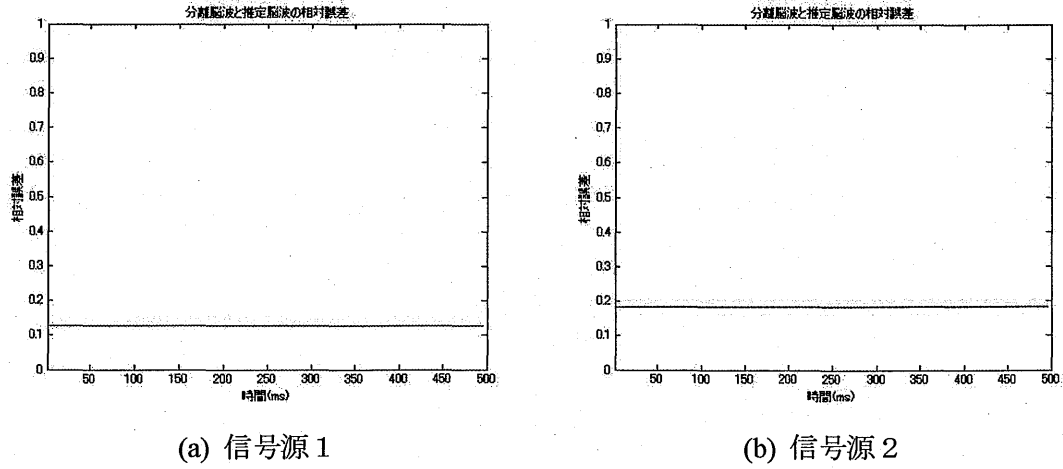


図3.8 分離脳波と推定脳波の相対誤差

推定精度を確認するために、信号源位置の誤差と信号源のモーメントの誤差を算出した。

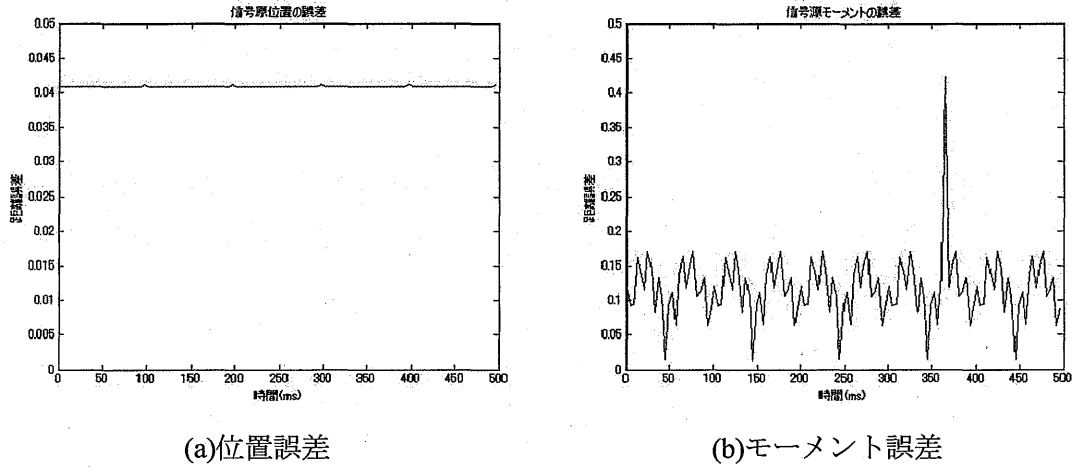


図3.9 信号源位置の誤差と信号源のモーメントの誤差

信号源位置の平均誤差と信号源モーメントの平均誤差はそれぞれ式(3.1), (3.2)より算出した。

$$\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left\{ (Sx_i(t) - \hat{Sx}_i(t))^2 + (Sy_i(t) - \hat{Sy}_i(t))^2 + (Sz_i(t) - \hat{Sz}_i(t))^2 \right\} \right] \quad (3.1)$$

$$\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left\{ (Mx_i(t) - \hat{Mx}_i(t))^2 + (My_i(t) - \hat{My}_i(t))^2 + (Mz_i(t) - \hat{Mz}_i(t))^2 \right\} \right] \quad (3.2)$$

ただし、 n は信号源の個数、 T はサンプル数、 Sx, Sy, Sz は真の信号源の位置、 Mx, My, Mz は真の信号源のモーメント、 $\hat{Sx}, \hat{Sy}, \hat{Sz}$ は推定信号源の位置、 $\hat{Mx}, \hat{My}, \hat{Mz}$ は推定信号源のモーメントである。信号源位置の平均誤差は0.041、信号源モーメントの平均誤差は0.118となった。人の頭部半径を10cmと仮定すると、信号源位置の平均誤差は4.08mm、モーメントの平均誤差は11.75mmになる。

第4章 視覚誘発脳波実験

視覚刺激として、左半視野の格子縞パターン反転刺激を用いて、視覚誘発脳波の計測を行った。計測条件は表4.1のように設定した。

表 4.1 計測条件

視覚刺激	パターン反転刺激
刺激視野	半視野
電極数	94 ch
サンプリング周波数	1 kHz
刺激間隔	0.5 sec
加算平均	400 回
ダイポール層離心率	0.51~0.87
ダイポール層サンプル数	1280

図4.1は加算平均した誘発脳波を 94ch 表示したものである。時間 150~200 msecの時点で、視覚刺激による誘発脳波が現れている。本実験では、100ms の時点における頭皮電位から、信号源推定を行った。

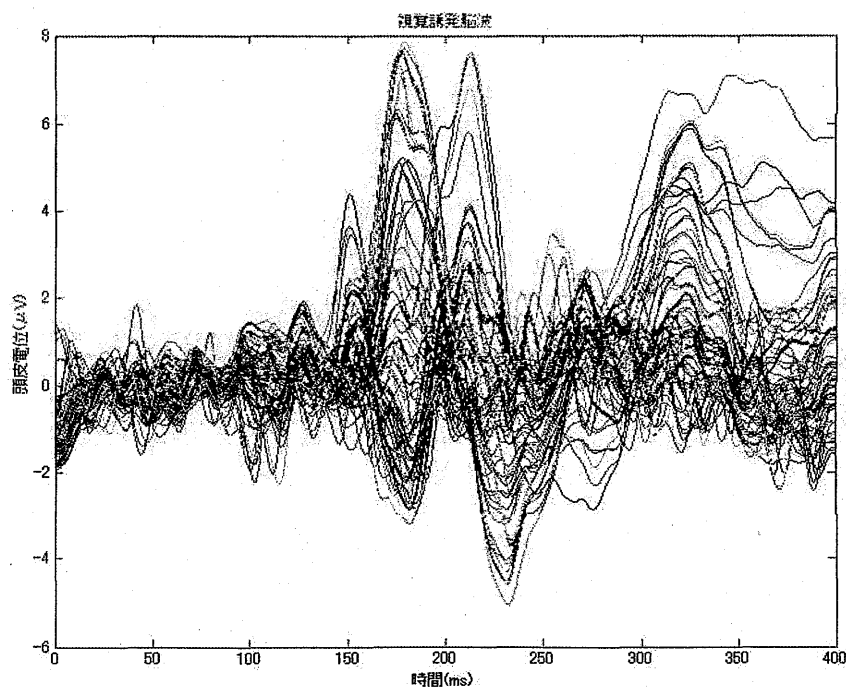


図4.1 視覚誘発脳波

半側視野刺激では後頭部正中線上から刺激と逆側後頭部にかけて視覚誘発脳波が現れる．刺激後約75msに視覚誘発電位P2が現れ，P2を陽性とする陰性－陽性－陰性の三相波形はそれぞれN1，P2，N2と呼ばれる．後頭部での視覚誘発脳波を確認するため，右後頭部電極での脳波を図4.3に示す．

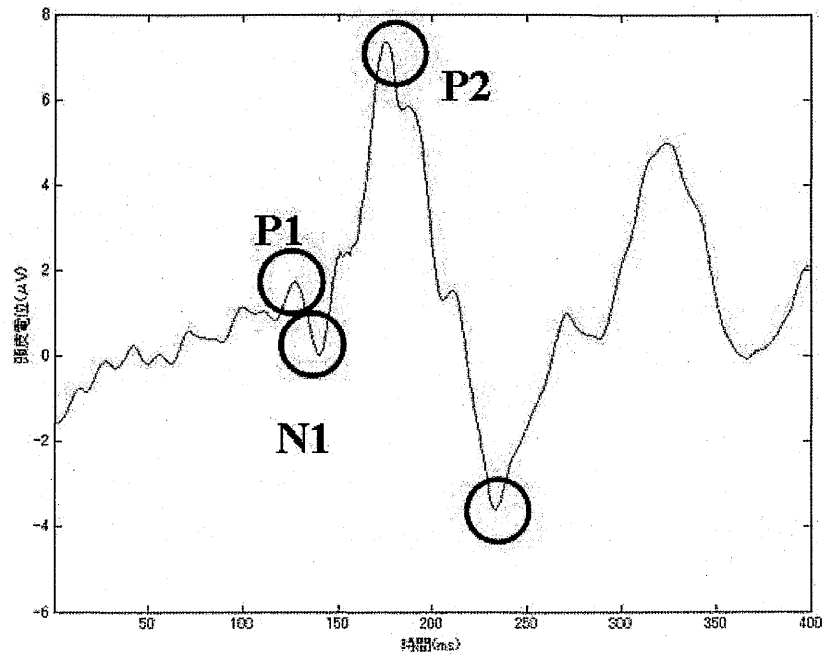


図4.2 右後頭部電極での脳波

図4.2より，視覚誘発電位と思われる極大点，極小点が存在する．脳波形から，120ms付近に140ms付近にN1，175ms付近にP2，230ms付近にN2が確認できる．以下の信号源推定では，刺激後の100ms から400ms までを信号源推定区間とした．

4.2.1 信号源分離結果

2.3 節で述べたダイポールイメージングとパラメトリック射影フィルタを用いて，離心率0.87 のダイポール層信号強度分布時系列を推定した結果を図4.3に示す．パラメトリック射影フィルタの雑音共分散行列 Q は視覚刺激前の脳波($t = 30 \sim 70$)から求めた．

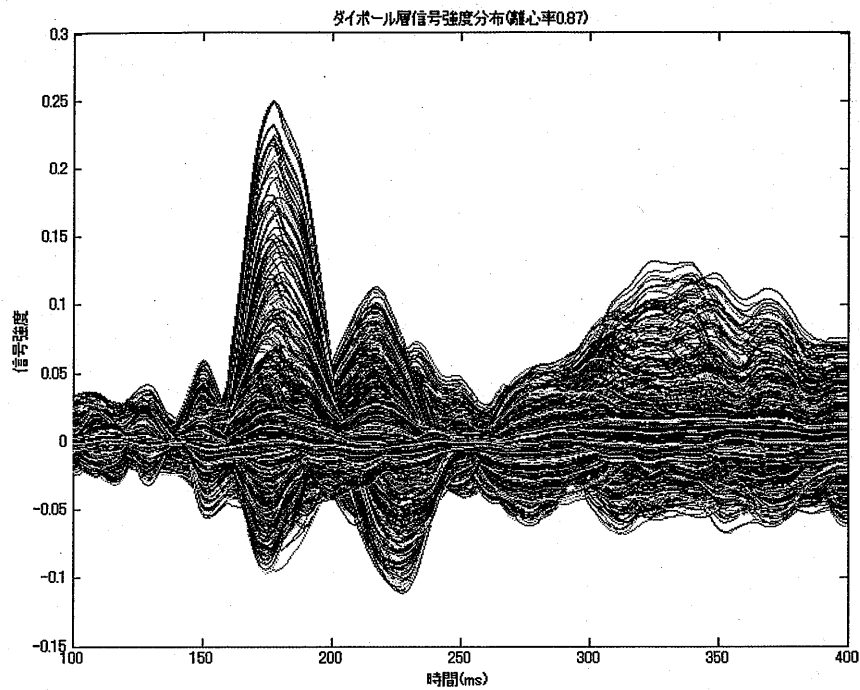


図4.3 ダイポール層信号強度分布時系列(離心率0.87)

離心率0.87 のダイポール層信号強度分布時系列を独立成分分析により分離した独立成分波形を図4.4 に示す。

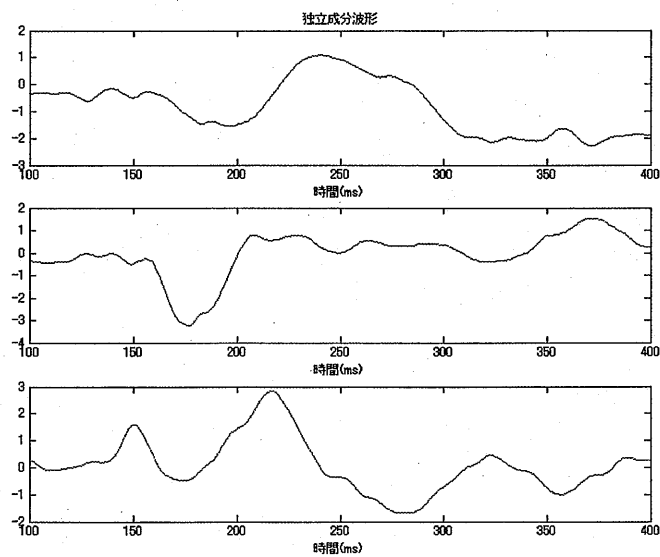


図4.4 独立成分波形

独立成分とダイポールイメージングによる伝達関数から分離後の脳波を求めた。結果を図4.5 に示す。

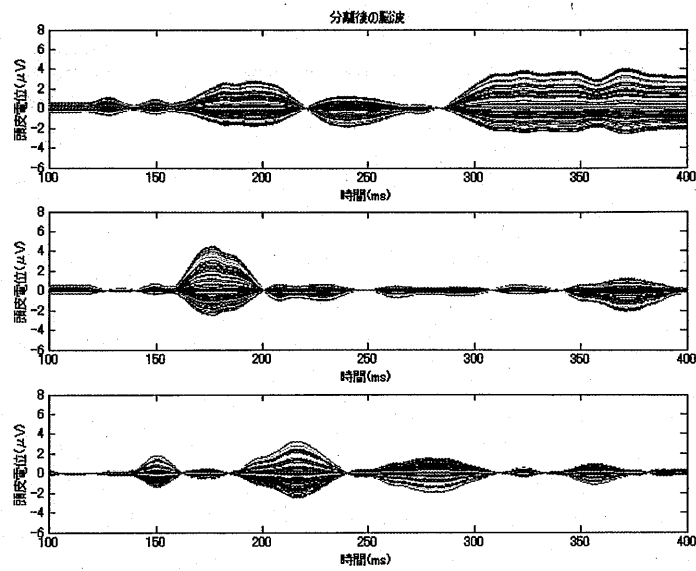


図4.5 分離後の脳波(分離脳波)

分離後の脳波より，1つ目の分離脳波はP1に関係し，1つ目，2つ目の分離脳波はP2に関係し，3つ目の分離脳波はN1とN2に参与していることが確認できる．観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布を図4.6に示す．

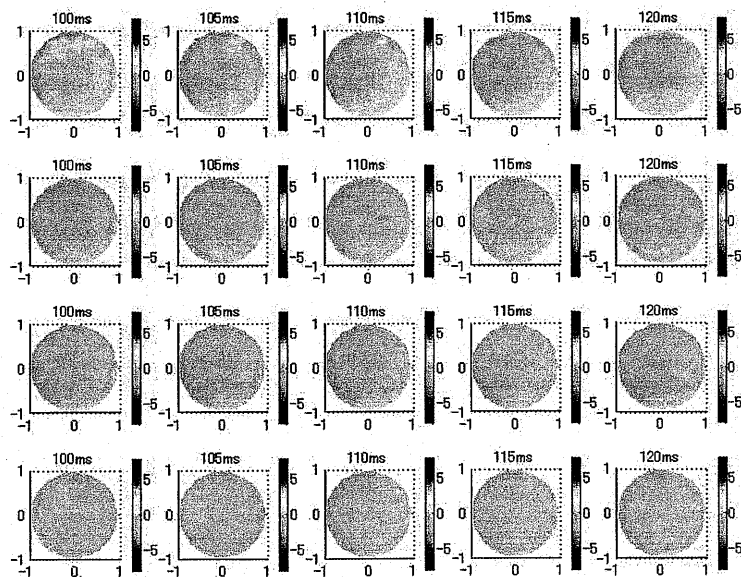


図4.6 (a) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (100～120ms)
(最上段から，観測脳波，分離脳波 1，分離脳波 2，分離脳波 3)

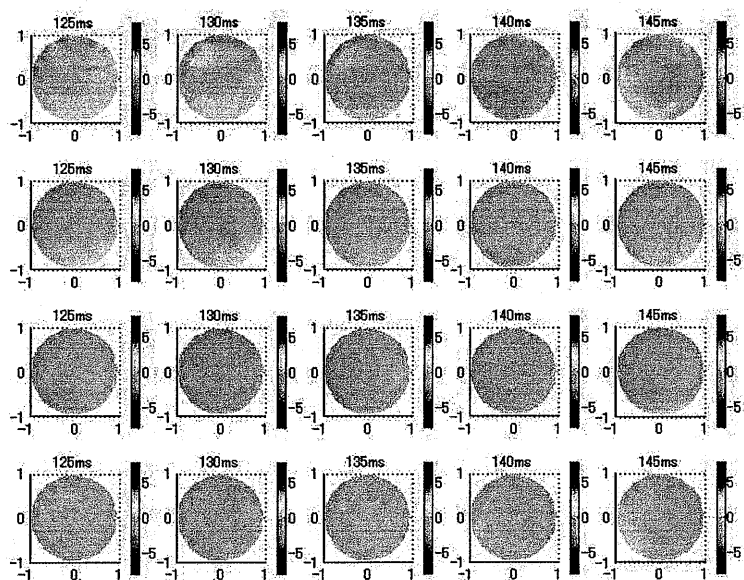


図4.6 (b) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (125~145ms)

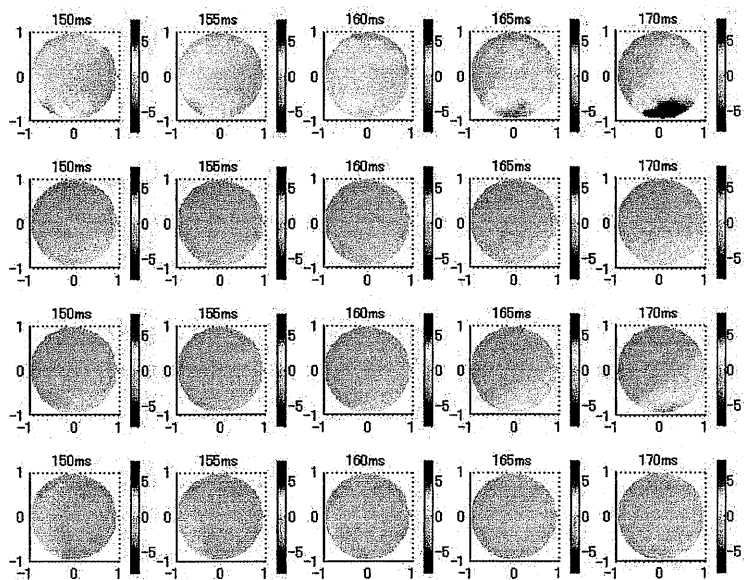


図4.6 (c) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (150~170ms)

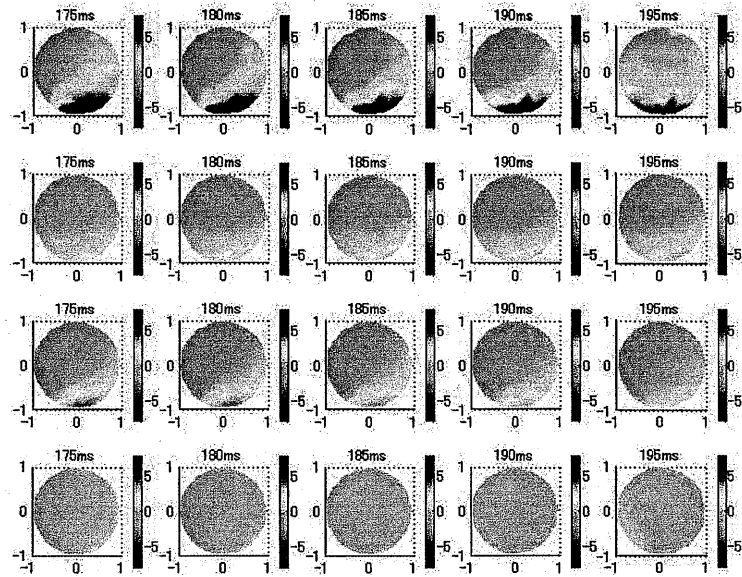


図4.6 (d) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (175~195ms)

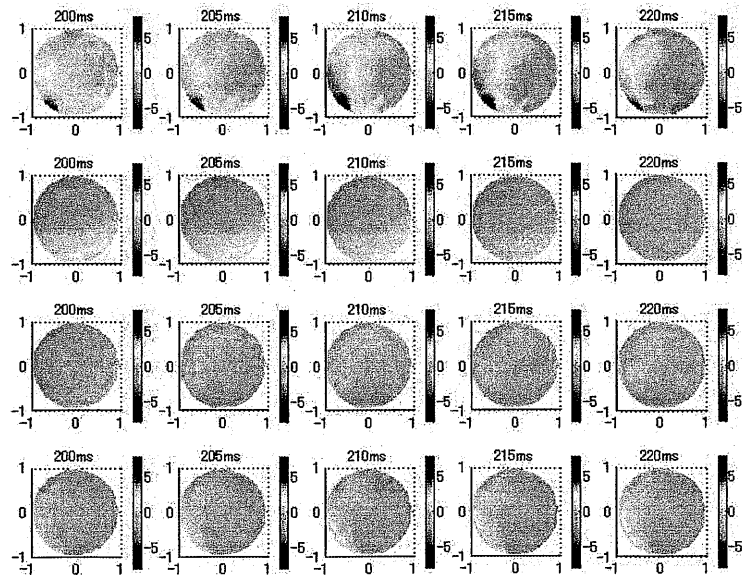


図4.6 (e) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (200~220ms)

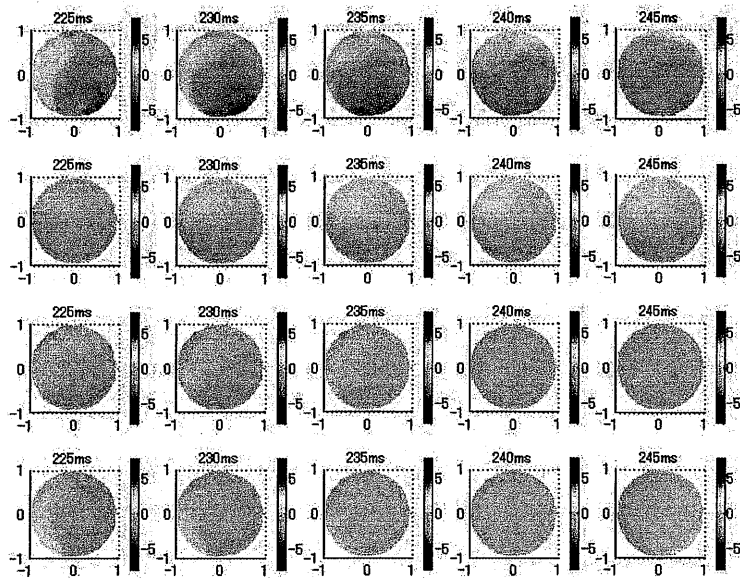


図4.6 (e) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (225~245ms)

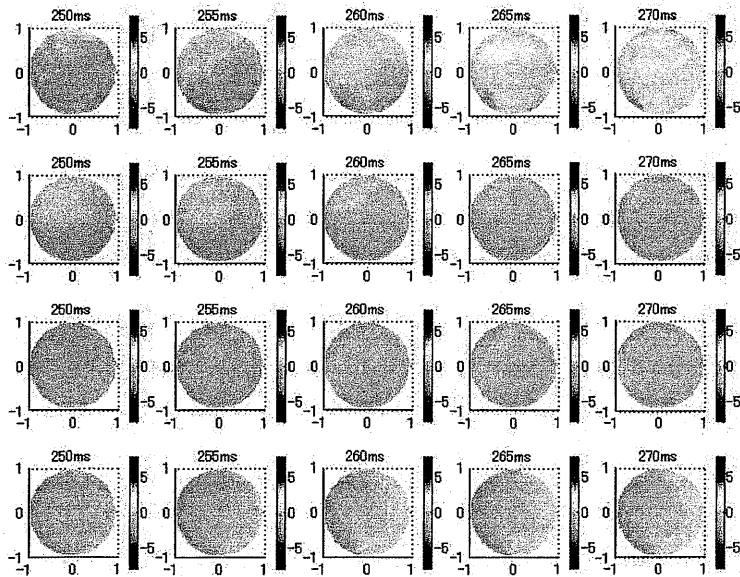


図4.6 (f) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (250~270ms)

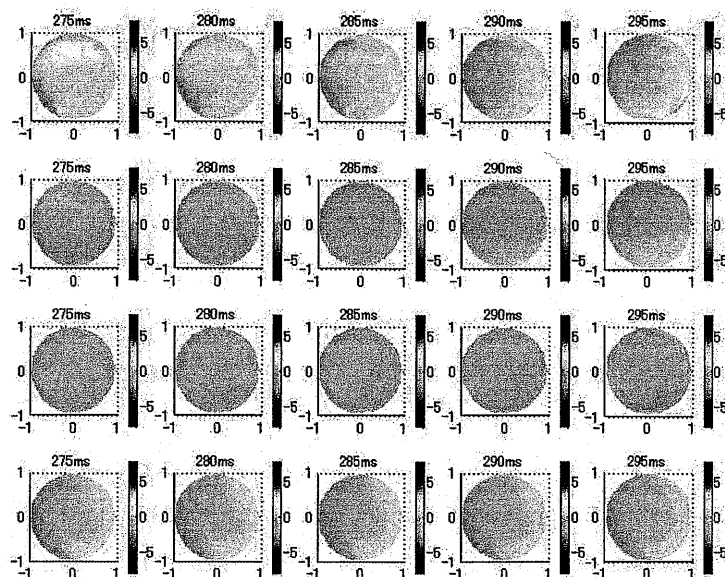


図4.6 (g) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (275~295ms)

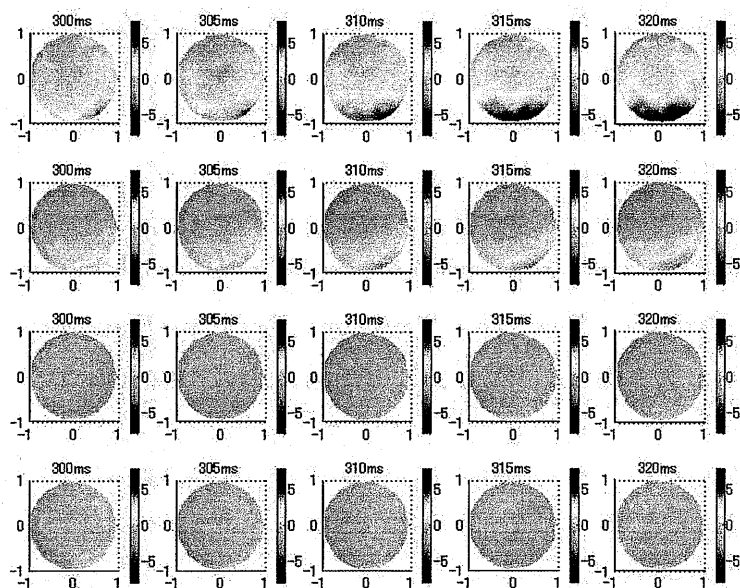


図4.6 (h) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (300~320ms)

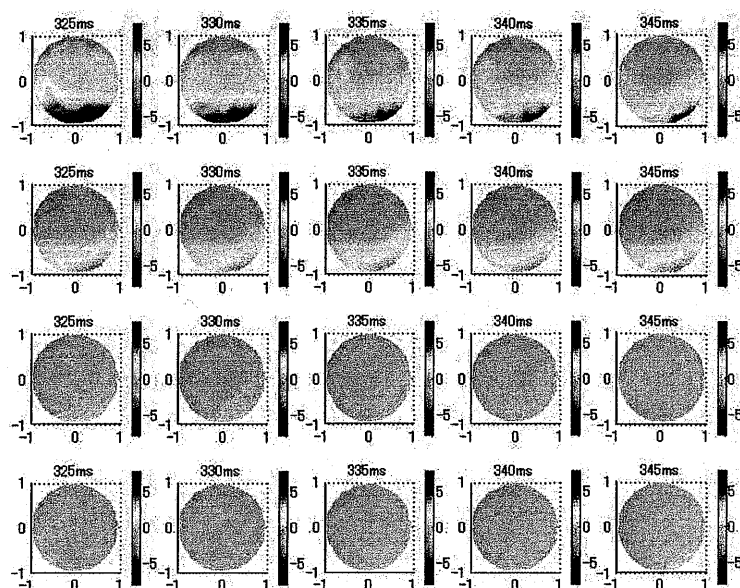


図4.6 (i) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (325~345ms)

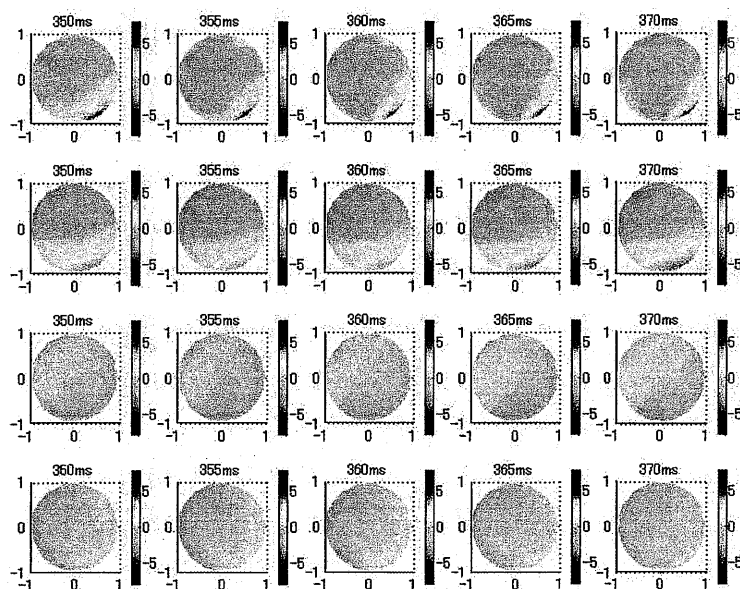
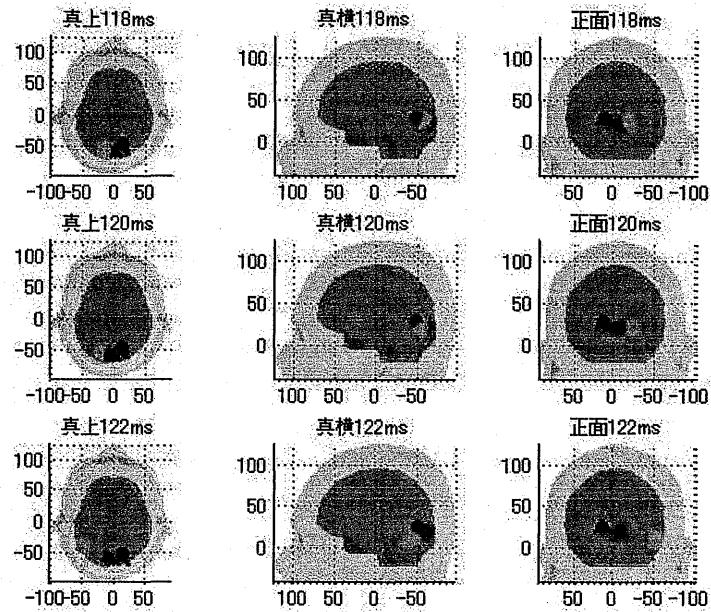


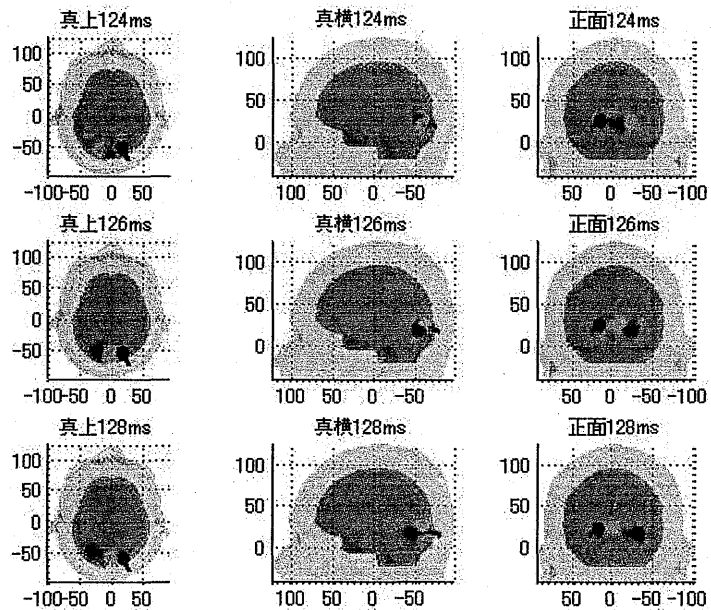
図4.6 (j) 観測脳波と分離脳波の頭皮電位分布 (345~370ms)

4.2.2 信号源推定結果

本信号源推定法より、P1の信号源を推定した結果を図4.7に示す。



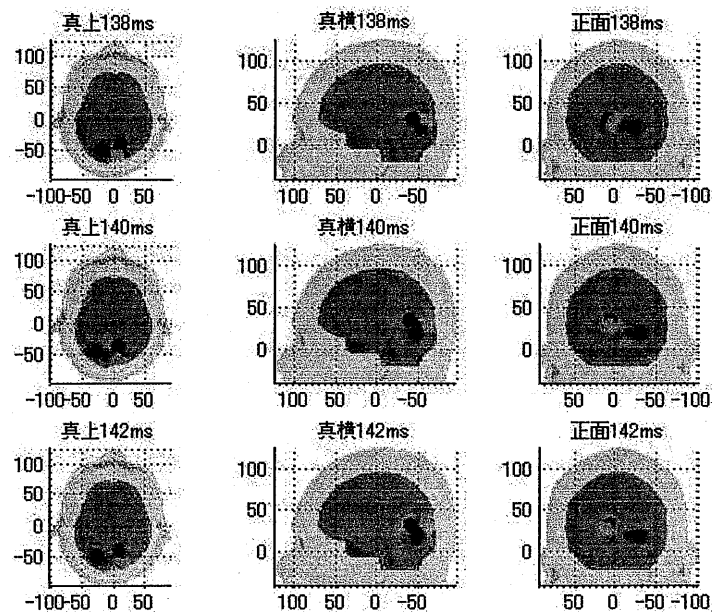
(a) 118~122ms



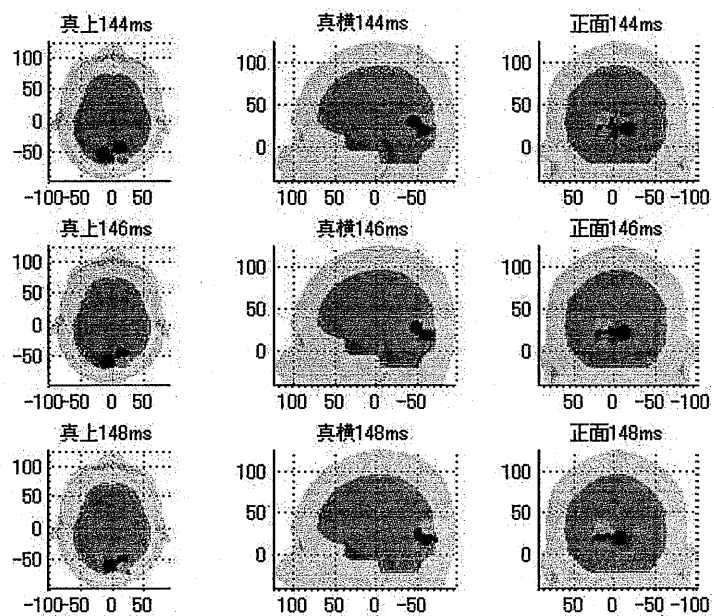
(b) 124~128ms

図4.7 P1の推定信号源

N1の推定信号源を図4.8に示す.



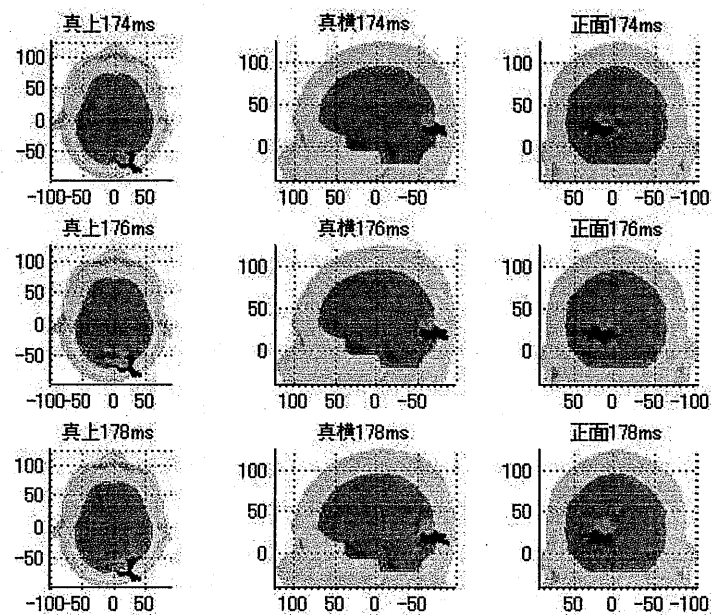
(a) 138～142ms



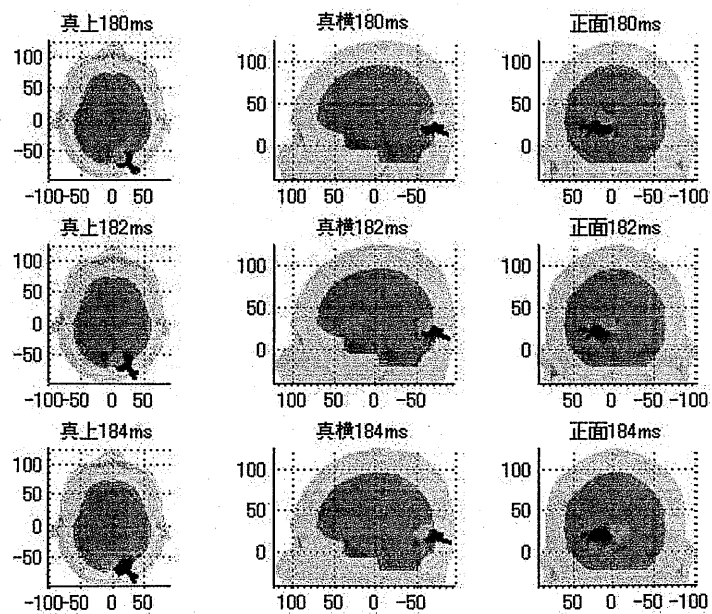
(b) 144～148ms

図4.8 N1の推定信号源

P2の推定信号源を図4.9に示す。



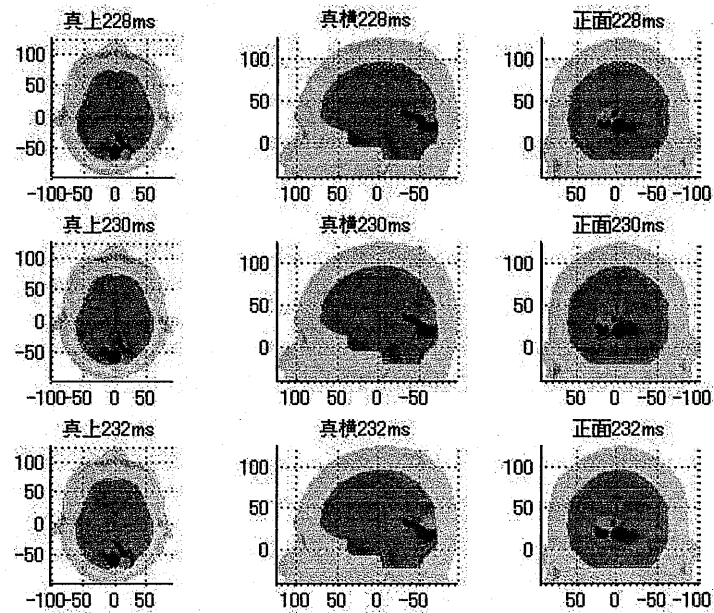
(a) 174~178ms



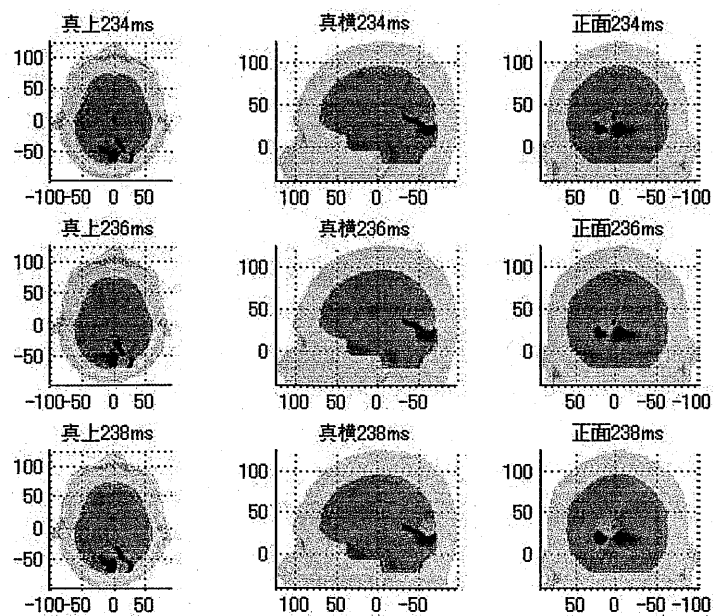
(b) 180~184ms

図4.9 P2の推定信号源

N2の推定信号源を図4.10に示す。



(a) 228~232ms



(b) 234~238ms

図4.10 N2の推定信号源

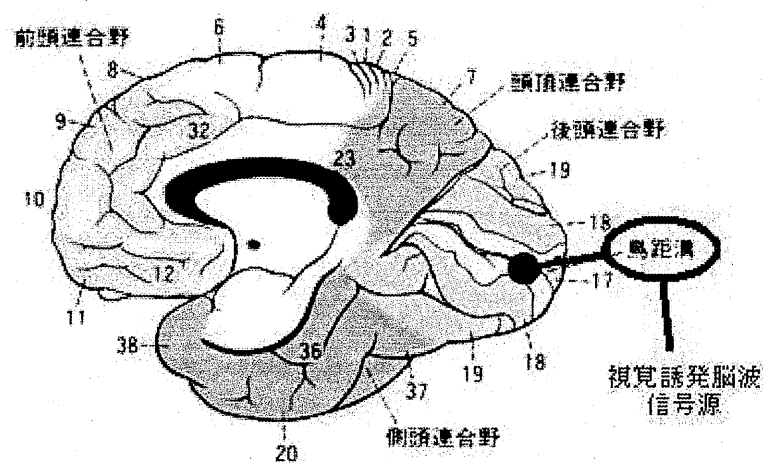
第5章 考察

5.1 シミュレーション結果について

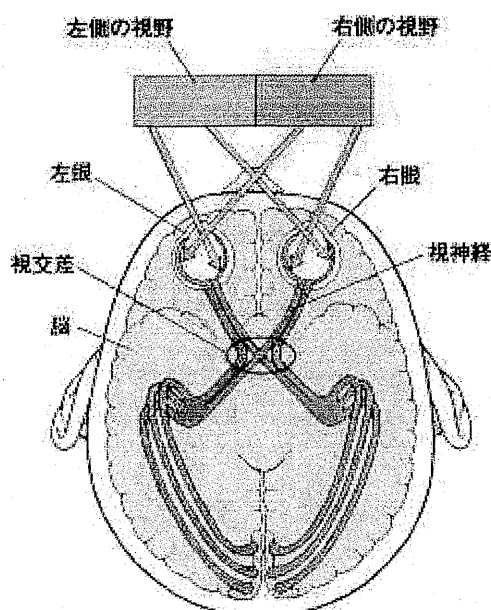
シミュレーションでは、脳電気活動の時空間的振る舞いを模擬するため、信号源を2箇所設置し、アルファ波とベータ波を想定した定常信号と仮定した。つまり、信号源の位置、個数を固定とした。シミュレーションで利用したモデル信号が、実際の脳波よりも比較的単純であり、信号源の個数も既知であったため、信号源推定が高精度に実現したと考えられる。今後は、非定常信号、つまり時間によって信号源の位置、個数、振幅が変化する実際の脳活動に近似させたシミュレーションを行う必要がある。また、順問題、逆問題を解析する際は、頭部モデルとして同心球モデルを用い、推定結果を投影する際にのみ実形状頭部モデルを用いた。今後は、実頭部形状モデルで、すべての過程をシミュレーションすることで、推定精度の向上が期待できる。

5.2 実験結果について

視覚情報に対する生理学・解剖学的知見と推定信号源結果を比較する。信号源の推定結果をみると、P1, N1, P2, N2とも信号源は視覚野に存在した。122msの時点では左側頭葉にも存在している。ここでは、生理学・解剖学的に起源が明確であり、臨床応用もされているP2について検証する。P2について視覚刺激によって網膜に入力された視覚情報は網膜、外側膝状体、後頭部視覚野の順で送られる。視覚性の事象関連電位P2の起源は、第一次視覚野の脳表層部分（鳥距溝）の活動によることが生理学的に知られている。生理学的知見における視覚誘発脳波の信号源の位置を、図5.1(a)に示す。図4.9より、今回実験条件である左視覚野刺激に対しては、右後頭部の第一次視覚野鳥距溝が活性化した。

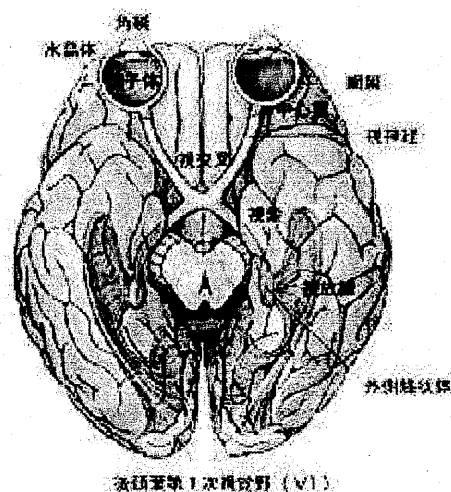


(a) P2起源、生理学的知見



(最新メルクマニユアル医学百科家庭版より)

(b) 網膜と大脳半球の繊維結合



(別刷日経サイエンス脳と心を改変)

(c) 視覚に関わる領域

図5.1 生理学・解剖学的に知られる視覚情報処理

図5.1(b)より、左半視野の視覚情報は右後頭部の視覚野に、右半視野の視覚情報は左後頭部の視覚野に伝達される。4章の結果より、P2の推定信号源は、誘発脳波より約175ms付近であると考えられる。解剖学によると、後頭葉第一次視覚野は鳥距溝を取り巻くように存在し、後頭部の先端部には中心視野が、深部には周辺視野が再現される。図4.9より右後頭部の信号源は第一次視覚野、鳥距溝の後頭先端部と後頭深部に存在している。今回の実験では注視点を中央に固定しているため、格子状刺激は周辺視として知覚されると考えられる。図4.9に示した三つの信号源の内、最も強度が大きい信号源は青色で示した信号源であり、場所は鳥距溝後頭深部である。以上より、P2に関して、実験条件を考慮した生理学・解剖学的知見と推定信号源は一致した。

視覚刺激による視覚情報は、網膜から視神経を経て外側膝状体に至り、さらに視放線により大脳皮質視覚野に送られる。網膜に入力した情報の構成要素は、V1(第一次視覚野)までにいくつかの機能系に分けられて処理を受ける。この時の処理は階層的であるが、刺激の特徴ごとに並列処理を受けるという説が有力である[7]。分解された情報はV3~V5の高次視覚野で構成、統合されて視覚の特徴が認識される。独立成分分析による信号源分離結果は、一つの皮質領域または二つの皮質領域が同期して活動している結果を示した。これは、情報を受け取るだけの皮質領域はどこにもなく、全ての皮質領域が入力と出力を持っており、ある領域Aが他の領域Bに出力を送っている場合、領域Bも領域Aに戻る出力を送っているという解剖学的事実と一致した[12]。

5.3 ブレインコンピュータインタフェースに向けて

今回の実験では、加算平均波形に対して信号源推定を行ったが、加算平均により各刺激における特徴が消えたり、眼球運動や体動によるアーチファクトを加算することで、実際の誘発波形とは異なる恐れがあった。また、ブレインコンピュータインタフェースへの応用を考えると、加算平均処理無しで信号源を高精度に推定できれば処理時間も短く、各刺激毎の信号源を推定するため、意思伝達率が向上すると考えられる。よってシングルトライアルで解析を行う必要がある。そのためには正確な雑音共分散行列を用いて空間逆フィルタを作成し、雑音を抑制したダイポール層強度分布を作成する必要がある。今回用いたパラメトリック射影フィルタにおいて、刺激前の脳波から雑音共分散行列を作成し適用したが、これは頭皮と電極間のインピーダンスのゆらぎから生じる電位変動のみを雑音と考えている。シングルトライアルにおいて考えられる雑音としては、上述した頭皮と電極間のインピーダンスのゆらぎに加え、電源ノイズ、心電図、筋電、眼電と眼球移動、体動などが考えられる。正確な雑音情報抽出には、独立成分分析や周波数解析などの信号処理が有効である。しかし、結果として推定された独立成分波形が脳内の信号源であるか雑音であるかを決定する手法が必要である。さらに独立成分波形が何による雑音であるかを同定しなくてはならない。現時点で独立成分波形の空間、振幅特徴や周波数情報を参考にする手法がある。

5.4 ICAと脳内活動

ICAモデルと脳内活動については、参考文献[7]より、『脳波や脳磁図の研究にICAを適用するに際して脳内信号源に仮定する条件は、統計的に信号源が独立であること、電極ではそれらが瞬時に線形的に混合されること、そして独立成分や混合過程の定常性である。独立性の基準は、関連する信号の振幅分布間の統計的な関係のみを考慮したもので、神経回路構造の形態や生理学を考慮していない。したがって、その正当性は実験条件に依存し、一般的に考慮することはできない。脳波や脳磁図の信号のエネルギーのほとんどは1kHz以下にあるので、マクスウェルの準静的近似が成立するから、各瞬時に別々に扱うことができる。したがって、信号の伝播は瞬時に起こり、時間遅れを取り入れる必要は無く、瞬時混合の過程は正当である。脳波や脳磁図は非定常信号である。独立成分の代表的な分布の存在を保証するには、理論上、定常性が必要である。しかし、バッチ式のICAアルゴリズムの実装では、データは確率変数とみなされ、それらの分布は全部のデータから推定される。したがって、信号の非定常性によってモデルの仮定が実際に破綻したことにはならない。これに対して、混合行列の定常性は決定的に重要である。この仮定は、広く受け入れられている神経の信号源モデルと矛盾しない。』とある。よって、独立成分と混合過程の定常

性、独立性の基準などの問題がある。近年、独立成分分析アルゴリズムの性能は大きく向上している。非定常信号を解析するための非定常独立成分分析も開発されているため、シングルトライアルに有効だと考えられる。

5.5 双極子追跡法との違い、新しい信号源推定法の展望について

双極子（ダイポール）追跡法とは時々刻々の電位分布から電気双極子の位置を求めて追跡する手法である[2]。それに対して本論文で用いた信号源推定方法は、独立成分分析の生成モデルにおける混合行列の定常性に特徴がある。電極数を n とした時、取得した頭皮電位は n 次元座標によって表される。独立成分分析は独立成分の数だけ、 n 次元座標内で基底ベクトルを探すことでもある。脳波解析区間において、この基底ベクトルが変化しないということが混合行列の定常性である。この定常性は上述したとおり、広く受け入れられている神経の信号源モデルと矛盾しない。基底ベクトルが作る頭皮電位(以下基底頭皮電位とする)から脳内信号源を探していくことになる。本論文では基底頭皮電位に制約条件を設けている。それは、それぞれの基底頭皮電位が1つの電気双極子で表されるということである。その結果、基底頭皮電位と、推定信号源(電気双極子)による頭皮電位との誤差が大きいことから、この制約条件は非常に強いものであると思われる。新しい推定信号源法としてこの制約条件を和らげ、複数の電気双極子または他の形で、推定信号源と定義していこうと思う。そのために、脳内で混合行列の定常性が常に成立しているのか、どういった根拠で成立しているのかを認識し、非定常独立成分分析と比較するとともに推定信号源の表現方法を検討する予定である。

第6章 まとめ

本研究では、脳内の電気活動を解析するための手法として、画像化技術である脳内ダイポールイメージングと信号分析手法である独立成分分析を用いて、脳内の複数信号源を推定する方法を提案した。シミュレーションにおいて、頭皮電位で極性が重なっている二つの信号源を時空間で高精度に推定できた。さらに視覚誘発脳波に適用し、視覚性関連電位において、本研究の信号源推定法による推定信号源と生理学・解剖学的見地からの信号源の一致が確認された。

参考文献

- [1]甘利俊一，外山敬介，“脳科学大辞典”
- [2]黒岩義之，園生雅弘，“臨床誘発電位ハンドブック”，中外医学社
- [3]武田常弘，“脳工学”，コロナ社
- [4]丹羽真一，鶴紀子，“事象関連電位”，新興医学出版社
- [5]下地恒毅，“誘発電位～基礎から臨床応用まで～”，西村書店
- [6]村田昇，“入門 独立成分分析”，東京電機大学出版局
- [7]Aapo, Juha, Erkki, “詳解 独立成分分析”，東京電機大学出版局
- [8]赤池弘次，“時系列解析の方法”，朝倉書店
- [9]田中豊，垂水共之，“統計解析ハンドブック多変量解析”，共立出版株式会社
- [10]谷口正信，竹村彰通，“統計学の基礎I”，岩波書店
- [11]竹内啓，甘利俊一，狩野裕，佐藤俊哉，松山裕，石黒真木夫，“多変量解析の展開”，岩波書店
- [12]S. ゼキ，“脳のヴィジョン”，医学書院
- [13]伊藤悟史，“脳内に存在する複数信号源の推定（放射方向・2個の信号源について）”，平成15年度卒業論文。
- [14]相場雅彰，“パラメトリック射影フィルタによる時空間脳内ダイポールイメージング”，平成14年度修士論文。
- [15]難波亮，“脳内ダイポールイメージングによる複数信号源の推定および臨床データへの適用”，平成16年度卒業論文
- [16]山口聖司，“脳内ダイポールイメージングを用いたオドボール課題事象関連電位の解析”平成16年度卒業論文

アルファ波阻止を用いたブレインコンピュータ インタフェースの開発

第1章 はじめに

コミュニケーションは、人間が生活する上で最も基本的かつ必要なものである。そのため障害者用のコミュニケーション支援ツールが多数開発され、多くの障害者がストレスを感じることなくコミュニケーションをとることができるようになっている。しかし、それらの支援ツールは残存機能を利用したものがほとんどであるため、末期 ALS (Amyotrophic Lateral Sclerosis: 筋萎縮性側索硬化症) 患者などのように残存機能が極端に少ない患者には有効な支援ツールが少ないのが現状である[1]。ALS は、運動ニューロンが選択的に侵されるが知覚ニューロンは全く侵されないという特徴がある。そのため末期症状においても意識は鮮明であるため、末期 ALS 患者に残された機能である脳活動を用いたインタフェース (BCI: Brain Computer Interface) が注目されている。

BCI の代表的なものに、井出らによる“運動の前後に現れる特徴的な脳波である運動関連脳電位を用いて左右の拳の掌握運動を区別する方法[2]”がある。しかし、運動関連脳電位を用いたものでは、筋電をトリガとしているため筋運動が必要である。また、山田らによる“有意味な刺激のあとに現れる P300 を用いて、ランダムに点滅する文字から意図する文字を選択するもの[3]”などがある。P300 を用いたものでは意図する文字が提示されるまでの待ち時間の発生などの問題点がある。これら運動関連脳電位や P300 は脳波の中でも比較的变化の緩やかな緩変電位を用いている。それに対し、Liu らにより“脳波の中でも比較的变化が早い変動電位をニューラルネットワークにより解析する手法[4]”も提案されているが、処理が煩雑であるという問題点がある。また、MCTOS として市販化されているベータ波の増減を検出するものがあるが、タイムラグがあり精度が十分でないといった問題がある。

これらの問題を解決するシステムとして、変動電位を用いたより簡便なシステムにより精度の向上を図ったものが提案されている[5]。このシステムは、取得した脳波にバンドパスフィルタをかけアルファ波帯域の変動電位の抽出を行い、多チャンネル信号処理と呼ばれる複数の電極情報の統合により精度の向上が示されている。しかし、複数の電極を用いているので、組み合わせが増えるほど処理時間がかかり、リアルタイム処理には不向きである。そこで本論文では、複数電極を組み合わせることなく高速で意思伝達精度の高い BCI システムを構築することを目的とする。そのために、アルファ波阻止の出現場所を確認し、アルファ波阻止を用いた脳波解析アルゴリズムを構築する。

第2章 ブレインコンピュータインタフェース

脳波とは、脳の電氣的活動を頭皮上に貼付した電極から導出し、記録したものである。脳波はその特徴により、脳活動に伴いゆっくり変化する緩変電位と、常に変化している変動電位に分類される。緩変電位は、事象関連電位などに代表される意識水準や脳活動のことで、緩やかな電位変化が見られる。事象関連電位の主なものには運動関連脳電位、P300等があり、これらを利用したBCIの研究が行われている。運動関連脳電位とは、随意運動に伴い頭皮上から記録される電位のことである。運動開始前に現れる成分と運動開始後の成分がある。中でも準備電位は運動前成分の中の陰性緩変電位を指す。運動関連電位は低振幅で、通常の脳波では背景脳波に埋もれて識別できないため、運動開始時点をトリガとした加算平均より求める。基本的な測定方法としては手指の運動（母指対立運動、中指伸展運動）、手首の屈曲、足の背屈、眼球運動が用いられる。井出らにより提案された運動関連電位を用いたBCIでは、スクリーンキーボード上に表示された文字を左右掌握運動により選択しており、左右脳波の特徴をHaar Waveletにより解析している。このシステムの入力確度は約80%であった。一方、P300とは、認知・判断を要する実験課題によって、中心頭頂部に誘発される潜時約300msの後期陽性成分であり、脳情報処理が終了したサインと見なされている。測定方法は、被験者に対して識別可能な2種類の感覚刺激をランダムに呈示し、呈示頻度の低い方の刺激に応じ被験者に所定の反応を行わせる。山田らにより提案されたP300を用いたBCIは、一定の文字をディスプレイ上に点滅させ、指示された文字をカウントする。このとき出現するP300を捉えることにより、インタフェースを構築している。このシステムの入力確度は89%程度であった。

変動電位とは、電位が常に変化するもので、その周波数によってデルタ波（ $\sim 4\text{Hz}$ ）、シータ波（ $4\sim 8\text{Hz}$ ）、アルファ波（ $8\sim 13\text{Hz}$ ）、ベータ波（ $13\text{Hz}\sim$ ）に分類される。アルファ波は閉眼時や、精神的に落ち着いた状態などに現れ、振幅は $30\sim 50\mu\text{V}$ 程度の規則的な波形を示す。しかし、開眼、興奮よりアルファ波は周期性を失い、振幅が減少、消滅する。このことを、アルファ波阻止と呼ぶ。ベータ波は、意識レベルの高い状態や興奮した状態で出現し、振幅は $20\sim 30\mu\text{V}$ と比較的小さい。このような脳波は周波数により分類された1つ1つの波が単独で存在するわけではない。脳波は覚醒水準に伴いデルタ波からシータ波、アルファ波へと移行するが、ベータ波はアルファ波が周期性を失ったために現れると考えられている。アルファ波は $8\sim 10\text{Hz}$ の $\alpha 1$ と、 $10\sim 13\text{Hz}$ の $\alpha 2$ に分けられ、 $\alpha 1$ は安静でリラックスしているとき、 $\alpha 2$ は思考時で集中しているときに出現しやすいとされている[6]。

以上のように、緩変電位や変動電位は、運動や刺激に伴い変化する。そのため、これを利用し残存機能の少ない人へのインタフェースに応用すべく様々な取り組みがされている。

第3章 方法

3.1 脳波解析方法の概要

脳波解析の概要を図 3.1 に示す。まず、頭部に貼付した電極から得たデータをバンドパスフィルタにかけ、その後絶対値処理、加算平均処理、移動平均処理をすることで脳波の特徴を抽出した。

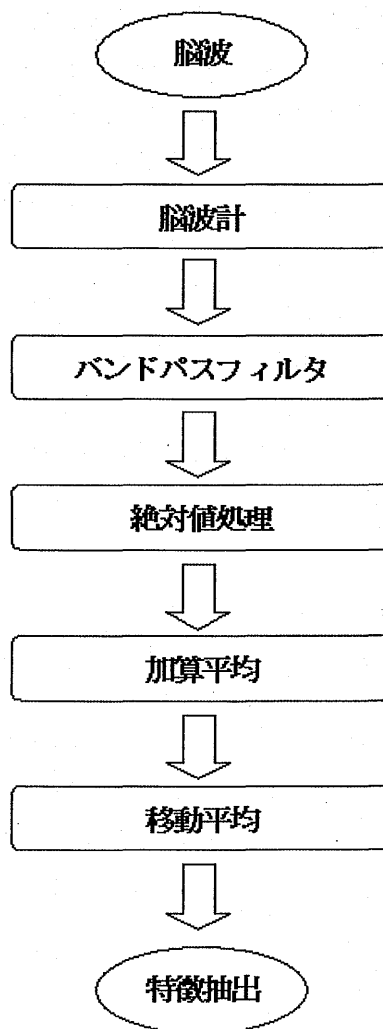


図 3.1 脳波解析方法の概要

3.2 信号処理

2.3 で説明したように、脳波にはいろいろな周波数で分類された変動電位が混在している。そこで、本システムで使用するアルファ波だけを取り出すために、8Hz～13Hz のバンドパスフィルタをかける。また、 $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ を取り出すために 8 Hz～10Hz, 10Hz～13Hz のバンドパスフィルタをかける。バンドパスフィルタには 8 次のバターワースフィルタ (4.1 バンドパスフィルタ参照) を使用した。更に、バンドパスフィルタをかけたデータを絶対値処理することで、閾値を 1 つにすることができる。

取り出したアルファ波の特徴を抽出するために加算平均する。刺激を基準に脳波を N 回加算すると、信号成分は N 倍になるが不規則雑音は \sqrt{N} 倍にしかない。そのため、S/N 比が \sqrt{N} 倍に増加し、特徴をはっきりととらえることができる。誘発電位を調べる場合、加算回数は 30 回以上が必要であるとされているが、加算回数は多ければ多いほど良い。本システムで用いる脳波は誘発脳波ではないが、誘発電位を調べる場合と同じく、加算平均回数は 30 回以上とする。加算平均する基準として意思区間のトリガと意思区間外のトリガ (3.3 実験参照) を用いる。意思区間のトリガ 500ms 前から意思区間外のトリガ後 2500ms までの区間で瞬目がないものを加算平均する。

加算平均した波形では、ゆらぎが見られる。そこで、移動平均をすることでゆらぎをおさえ、波形の変動だけを抽出する。しかし、移動平均すると、フィルタ長だけ処理が遅くなるという欠点があるが、フィルタ長が適切であれば波形の変動だけを取り扱うことが可能である。本論文で使用した移動平均はフィルタ長 100 ポイントとする。ここで 100 ポイントは 100ms なので遅れ時間は 100ms となる。ポイント数の詳細な検討は今後の課題とする。

3.3 BCI システムの概要

本論文で提案する BCI システムの概略を図 3.4 に示す。脳波を解析した結果 (4.2 実験結果参照)、 $\alpha 1$ においてトリガ約 1 秒後にアルファ波阻止が確認された。そこで本論文では $\alpha 1$ を使って BCI を構築することにする。バンドパスフィルタ、移動平均などは 3.2 と同様である。

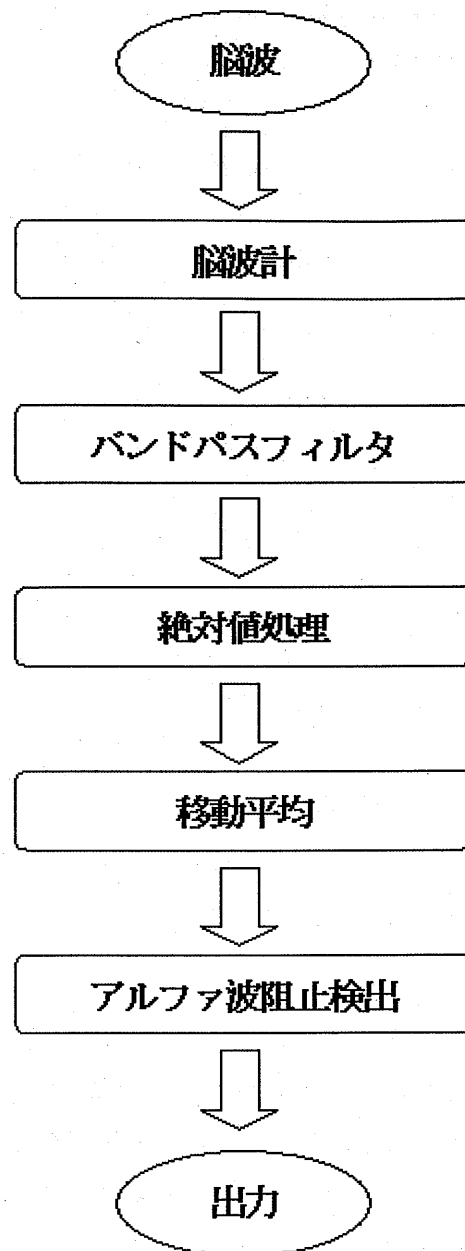


図 3.4 BCI システムの概要

図 3.5 のように A, B, C を設定する. 図 3.5 は試験者 B, 実験 2 の結果の平均をとった波形である. 1000ms の赤線はトリガを表している. トリガ後 1000ms で電位が下がってアルファ波阻止が起こっている. A はトリガ前に設定し意思区間の基準電位とする. B はアルファ波阻止の直前でアルファ波阻止の基準電位, C はアルファ波阻止が起こった場所における電位を表す. A, B, C それぞれの区間の平均値, 最大値, 最小値を求め, アルファ波阻止検出に適したパラメータについて検討した.

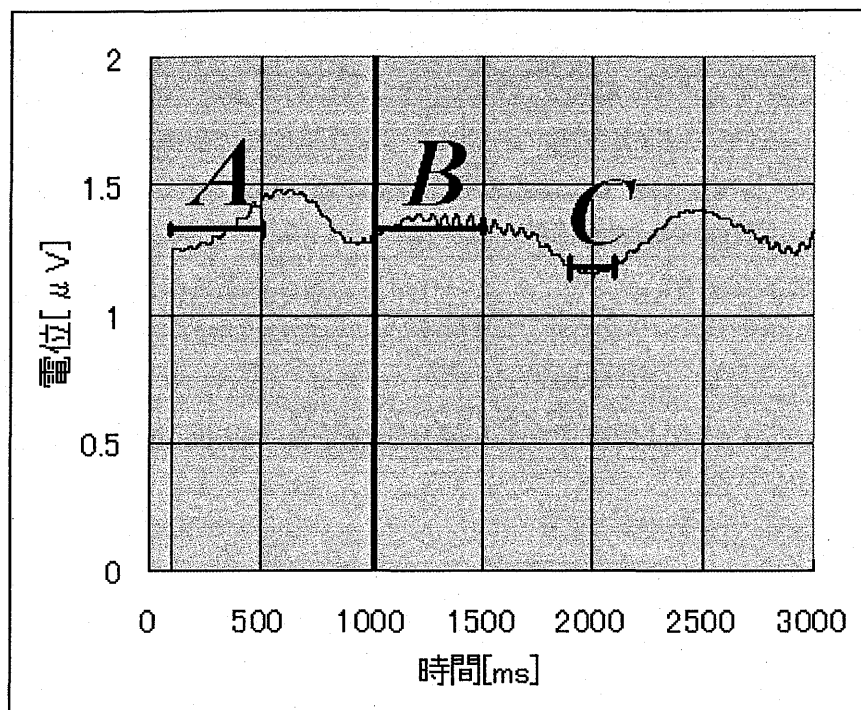


図 3.5 パラメータ設定

アルファ波阻止の有無は式 (3.1) で決定する.

$$B - C > A \times x / 100 \quad (3.1)$$

このとき、 $A \times x / 100$ は基準 A の何%アルファ波阻止が起こったかを表す. また、 $B - C$ は α 波阻止により下がった電位を表す. このように、 α 波阻止により下がった電位が基準の何%かという設定にすることで、人により異なる. また、時間により異なった閾値を設定することができる.

3.4 評価方法

本論文では確度を式 (3.2) のように定義する.

$$\text{確度} = \frac{\text{意思区間内の正出力数} + \text{意思区間外の正出力数}}{\text{全合図数}} \quad (3.2)$$

いずれも瞬目のない区間を対象とする. 確度が 1 に近いほどシステムは高精度である. 式 (3.2) の正出力とは、意思区間内で式 (3.1) を満たしたものの、意思区間外で満たさないものとする. 図 3.6 は意思区間内、意思区間外の正出力、誤出力の例である. この図の場合、

x を 20, つまりアルファ波阻止で下がった電位 (B-C) が基準電位 (A) の 20% を想定している。そのため意思区間内では B-C が A の 70% 程度となっている上側が、意思区間外では B-C が A の 10% 程度の上側が正出力となる。

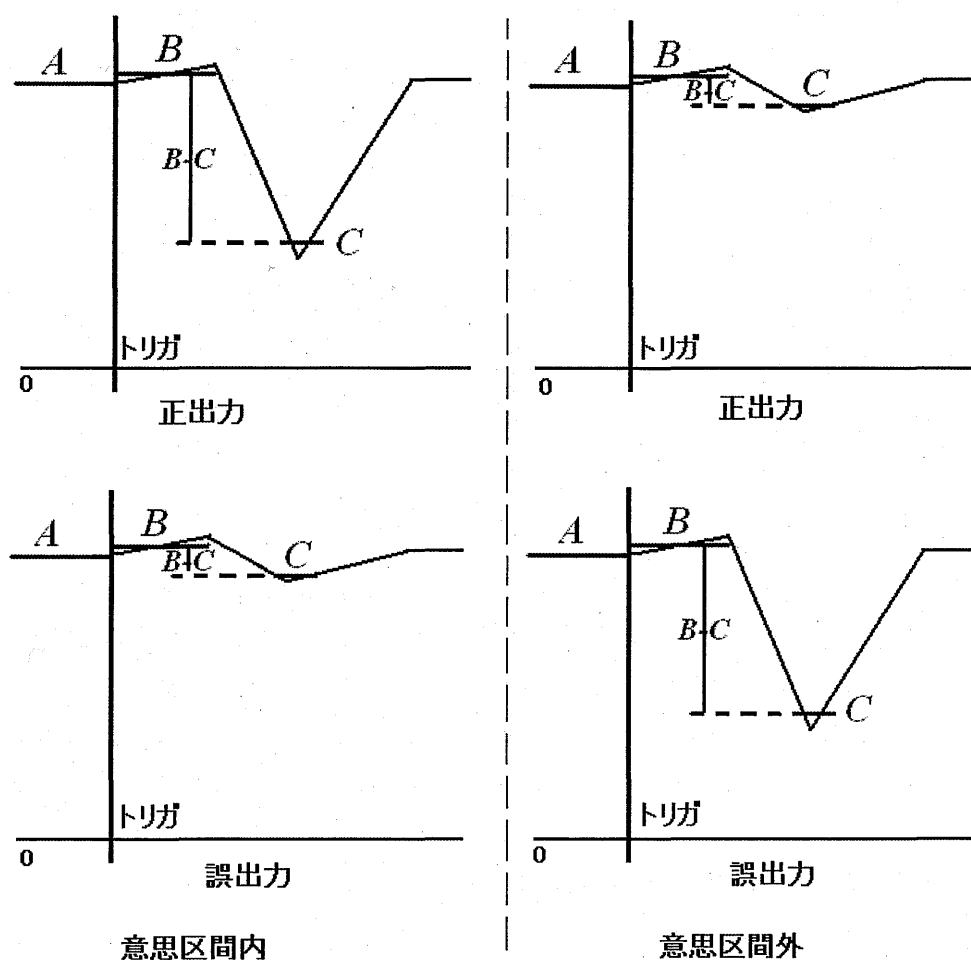


図 3.6 正出力と誤出力

3.5 実験方法

BCI システムを実現するために、アルファ波阻止がいつ、どこに、どのような動作をしたとき現れるかを調べるために、以下のような実験を行った。実験に用いた機器と構成、実験条件は以下の通りである。また、実験に際し、瞬目をなるべくしないように指示した。

- ・ 使用機器

- ① 多チャンネルデジタル脳波計：日本光電社 EEG-1100
- ② ノート PC (合図用)：IBM ThinkPad X22
- ③ 電極キャップ：日本光電社 Electro Cap

- ・ 脳波計測条件
 - ① サンプリング周波数 : 1000Hz
 - ② 高域遮断周波数 : 120Hz[-6dB/oct]
 - ③ 低域遮断周波数 : 0.53Hz[-12dB/oct]
- ・ 意思区間
 - ① 意思区間内 2 秒
 - ② 意思区間外 5 秒
- ・ トリガ
 - ① 映像
 - ② 映像+音
- ・ 貼付電極
 - ① 脳波計測電極 : 15
 - ② 基準電極 : 2
 - ③ 瞬目検出用 : 1
- ・ 被験者 : 20 代健康常男性 2 名 座位安静状態

映像の合図としてノートPCの画面に図 3.8 (a), (b) のような電球を表示した。音の合図として意思区間内の始点で 1kHz, 意思区間内の終点で 2kHz の正弦波音をそれぞれ 0.33 秒聞かせた。また, 1 回の実験で 50 回の意思区間を設定した。電極の貼付位置は国際 10-20 法に従った (図 3.9)。基準電極には A1 を用いた。また, 瞬目時には前頭部の脳波に大きな影響がある。そのため, 瞬目区間を除去するために, 利き目眼下に fp2d を貼付し記録した。

図 3.7 は実験システムの構成図である。被験者から得られた脳波と, ノート PC 上で表示される合図に同期したトリガが脳波計に入り, 記録される。

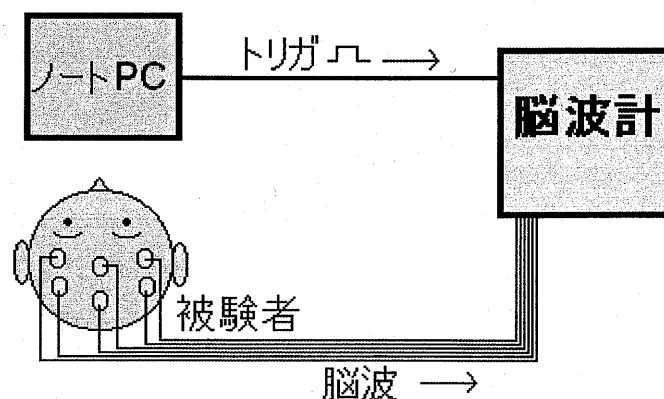
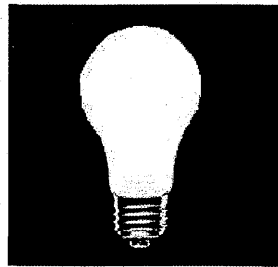
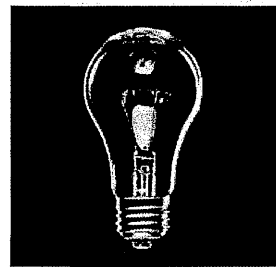


図 3.7 システムの構成図



(a) 意思区間内



(b) 意思区間外

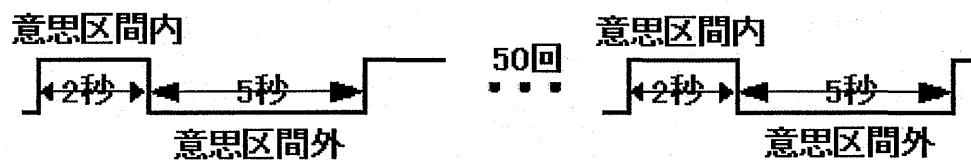
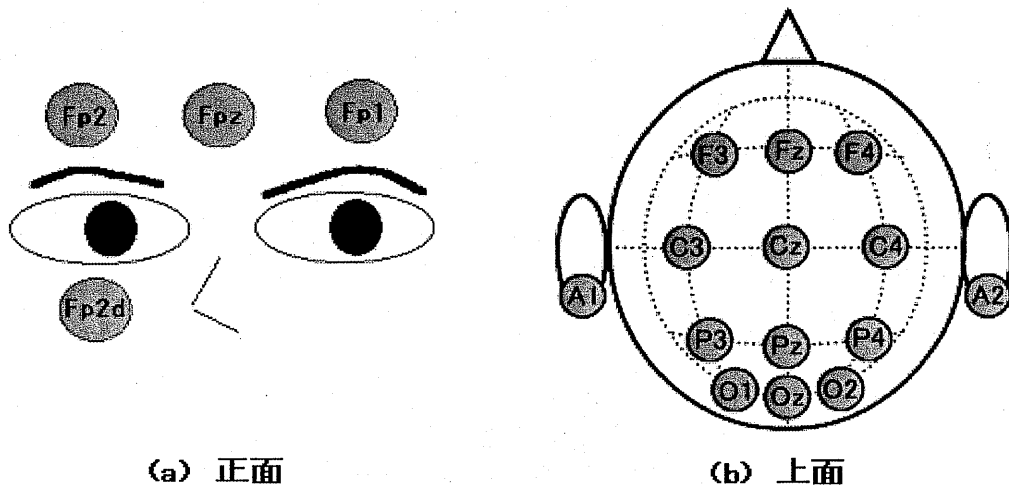


図 3.8 意思区間



(a) 正面

(b) 上面

図 3.9 電極貼付位置

実験は以下の 5 項目を行った。

- ・ 実験 1：視覚刺激による誘発脳波の測定 (図 3.10)
- ・ 実験 2：映像による合図で瞬間的に両手を掌握する (図 3.11)
- ・ 実験 3：映像による合図で意思区間内両手を掌握し続ける (図 3.12)
- ・ 実験 4：映像+音による合図で瞬間的に両手を掌握する (図 3.13)
- ・ 実験 5：映像+音による合図で瞬間的に両手を掌握するイメージをする (図 3.14)

実験 1 は、実験 2～5 の結果が視覚刺激による誘発脳波でないことを確認するために行った。実験 2 は、両手を映像の合図に合わせて一瞬だけ握る。実験 3 は、両手を意思区間内ずっと握る。この 2 つを比較することにより、握る時間とアルファ波阻止の関係がわかる。

実験 4 では合図に音を加えた。実験 5 では映像+音の合図で握るイメージをした。末期 ALS

患者は、実際に手を握ろうとしても握ることはできない。そのため、体動なしの条件で実験を行うためにイメージをすることとした。

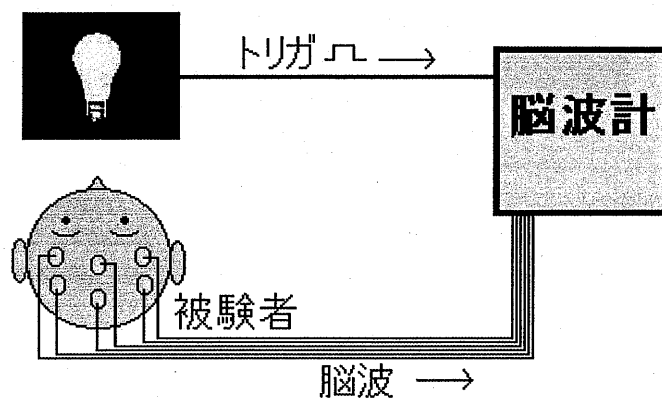


図 3.10 視覚刺激による誘発脳波の測定

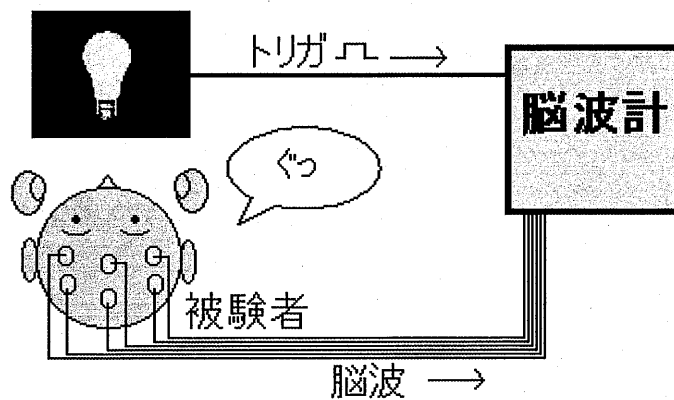


図 3.11 映像による合図での瞬間両手掌握

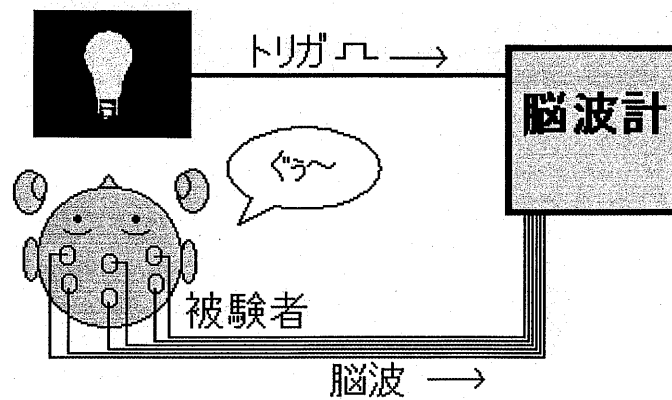


図 3.12 映像による合図での意思区間内両手掌握

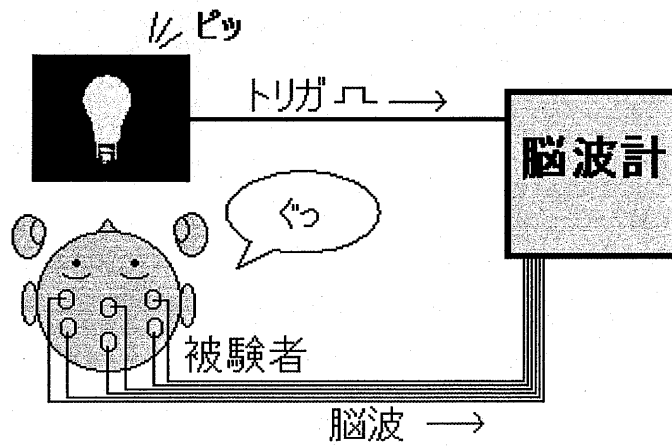


図 3.13 映像+音による合図での瞬間両手掌握

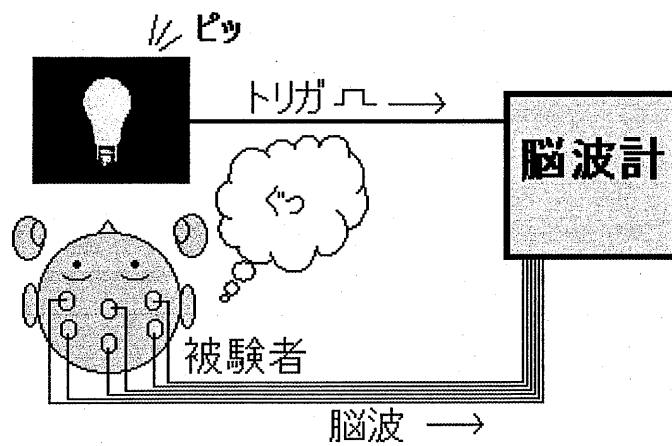


図 3.14 映像+音による合図での瞬間両手掌握イメージ

第4章 実験結果

4.1 実験結果

各項目の出力波形を図 4.2～4.11 に示す。トリガが 500ms, 2500ms に入っているので意思区間は、意思区間内が 500ms～2500ms, 意思区間外が 2500ms～となっている。ここで注目して欲しいのは、C3～O2 までの中心部から後頭部までの波形である。実験 2, 3, 4 において、意思区間内のトリガが入った後、約 1 秒でアルファ波阻止が起こっているのがわかる。しかし、実験 1 ではアルファ波阻止が起こっていない。よって、トリガ後約 1 秒で起こるアルファ波阻止は、視覚誘発脳波ではないといえる。また、意思区間外のトリガが入った後では、トリガ発生時の電位を下回ることはないのでアルファ波阻止とはいえない。このことから、実際に両拳を握ったときは、合図にかかわらずアルファ波阻止が起こるといえる。

実験 5 においては、被験者によってアルファ波阻止が起こる場合と起こらない場合がある(図 4.6, 図 4.11)。

周波数帯域別で見ると、被験者 A ではアルファ波 (8～13Hz), $\alpha 1$ (8～10Hz), $\alpha 2$ (10～13Hz) と、どの周波数帯域でもアルファ波阻止が見られる(図 4.3, 図 4.4, 図 4.5)。しかし被験者 B では、 $\alpha 1$ で特に大きくアルファ波阻止が出ている(図 4.8, 図 4.9, 図 4.10)。

図 4.3, 図 4.4 と図 4.8, 図 4.9 のように両拳掌握時間の違いで見ると、図 4.4, 図 4.9 の両拳を握っている時間が長い方が、図 4.3, 図 4.4 の両手を一瞬握るよりアルファ波阻止の時間が長いという結果となった。

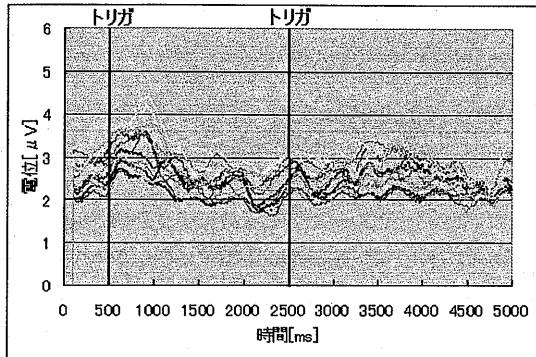
以下に各項目でのアルファ波, $\alpha 1$, $\alpha 2$ の波形を被験者ごとに示す。各電極は以下の色で表示してある。

— Fp1	— Fpz	— Fp2	— F3	— Fz	— F4
— C3	— Cz	— C4	— P3	— Pz	— P4
— O1	— Oz	— O2			

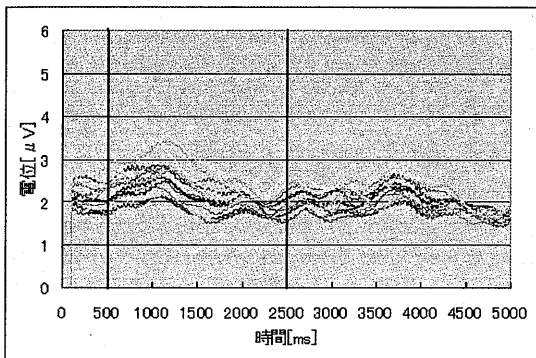
被験者 A

実験 1：視覚刺激による誘発脳波

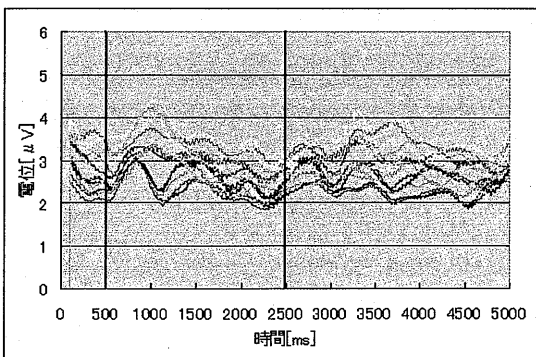
実験 2：映像合図で瞬間的に両手掌握



(a) アルファ波

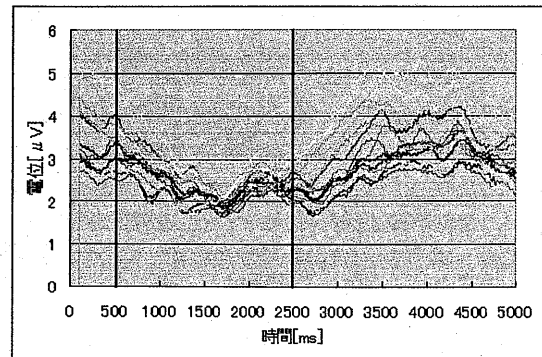


(b) $\alpha 1$

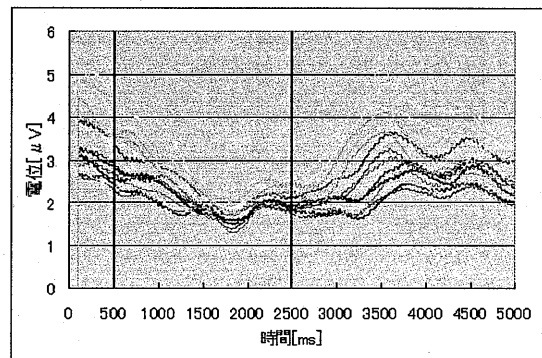


(c) $\alpha 2$

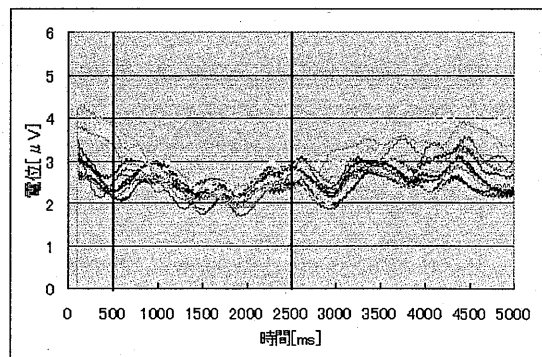
図 4.2 実験 1 の結果波形



(a) アルファ波



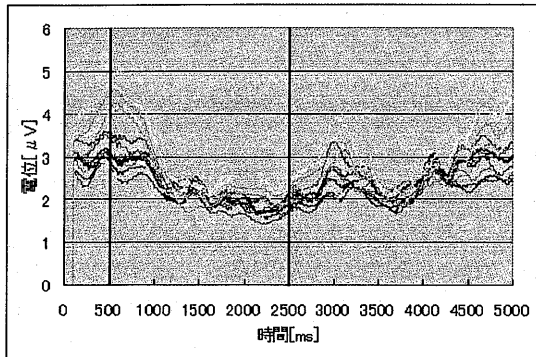
(b) $\alpha 1$



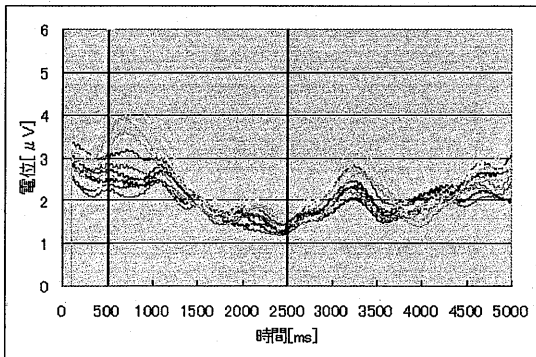
(c) $\alpha 2$

図 4.3 実験 2 の結果波形

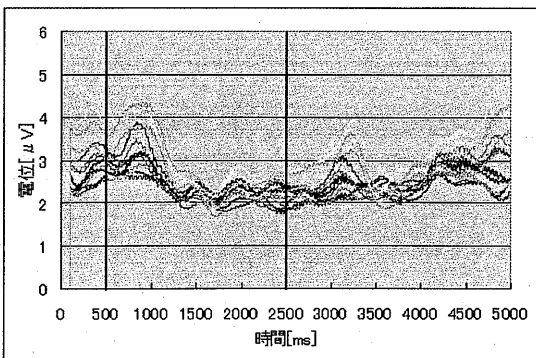
実験 3 : 映像合図で意思区間内両手掌握し
続ける



(a) アルファ波



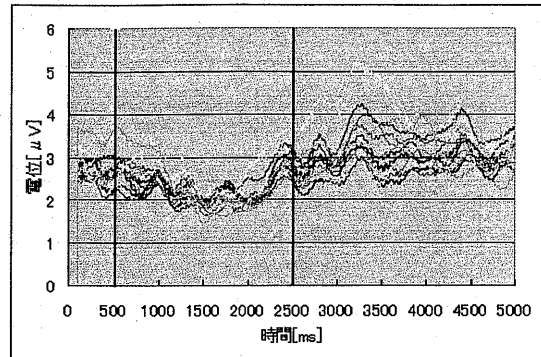
(b) $\alpha 1$



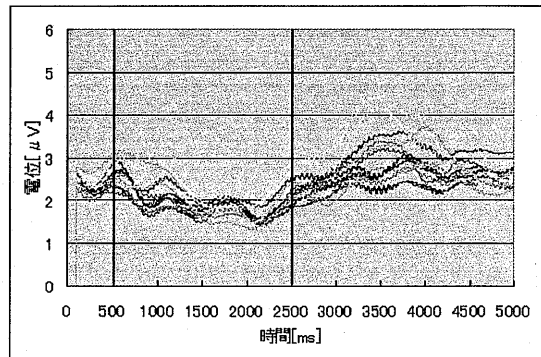
(c) $\alpha 2$

図 4.4 実験 3 の結果波形

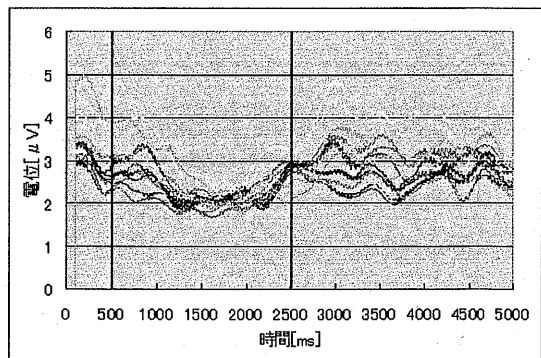
実験 4 : 映像+音による合図で瞬間的両手
掌握



(a) アルファ波



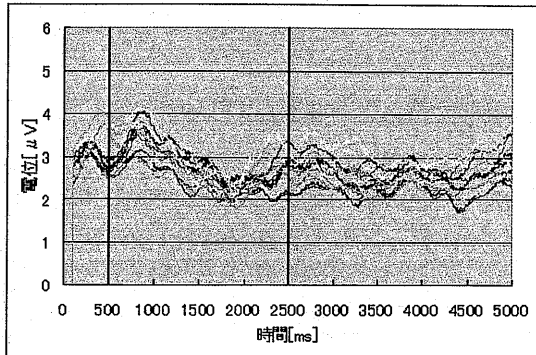
(b) $\alpha 1$



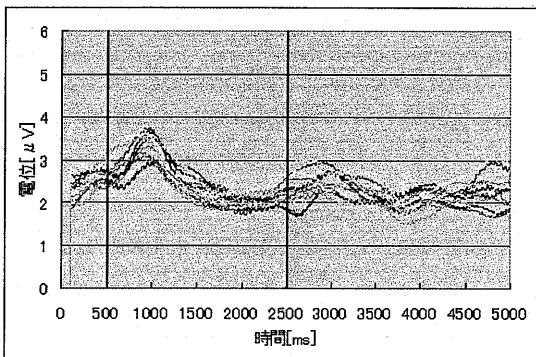
(c) $\alpha 2$

図 4.5 実験 4 の結果波形

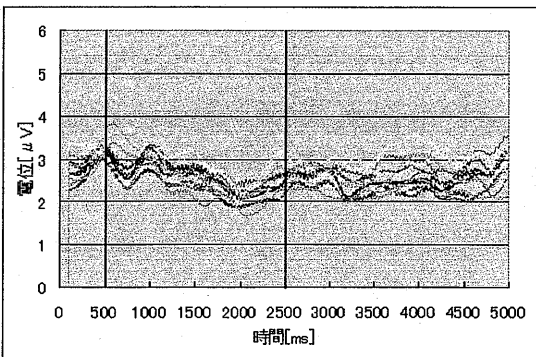
実験 5：映像＋音による合図で瞬間に両手を
を掌握するイメージ



(a) アルファ波



(b) $\alpha 1$



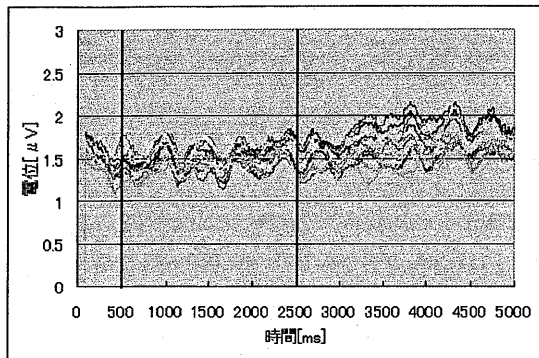
(c) $\alpha 2$

図 4.6 実験 5 の結果波形

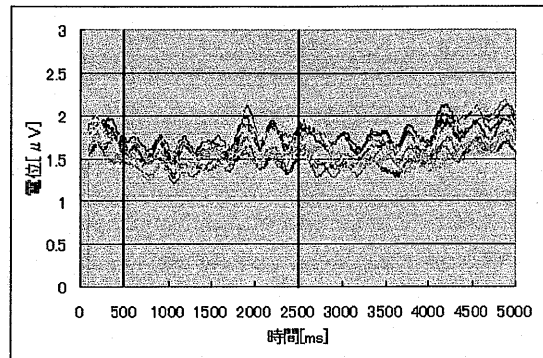
被験者 B

実験 1：視覚刺激による誘発脳波の測定

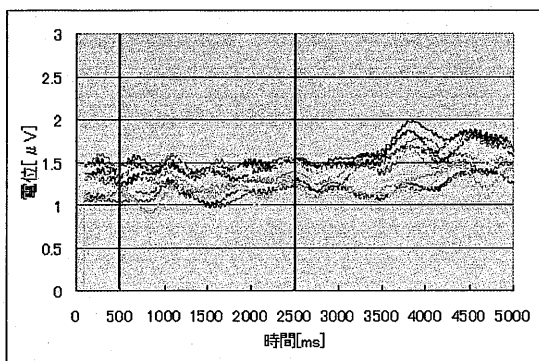
実験 2：映像合図で瞬間的に両手掌握



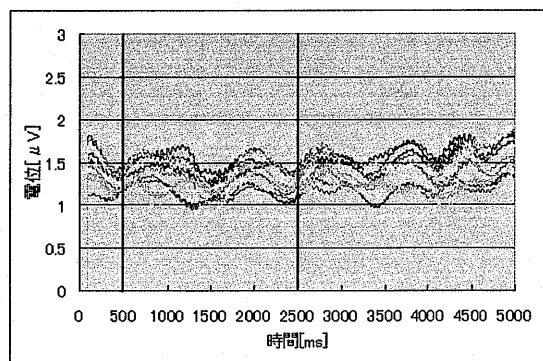
(a) アルファ波



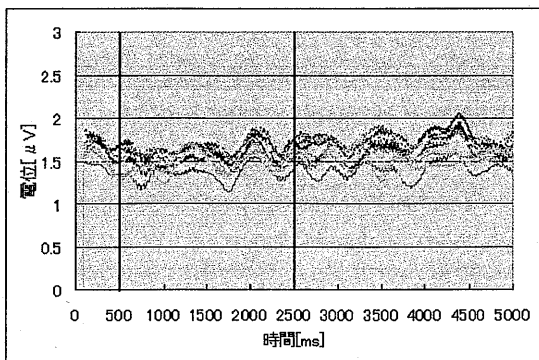
(a) アルファ波



(b) $\alpha 1$

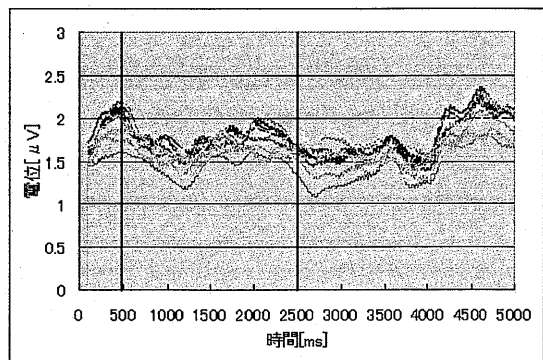


(b) $\alpha 1$



(c) $\alpha 2$

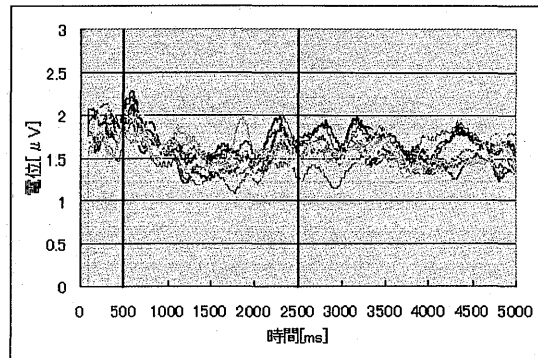
図 4.7 実験 1 の結果波形



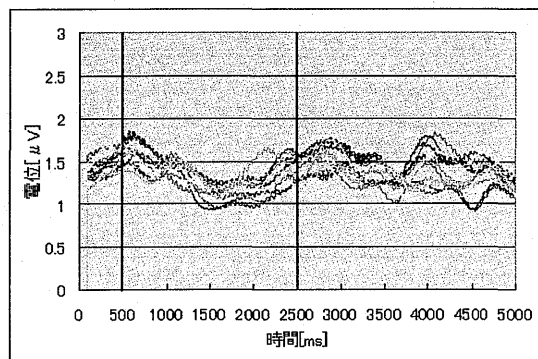
(c) $\alpha 2$

図 4.8 実験 2 の結果波形

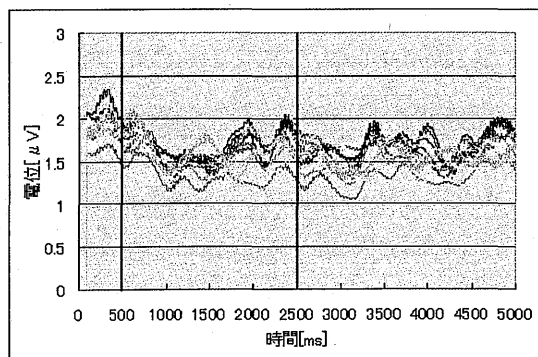
実験 3：映像合図で意思区間内両手を掌握し続ける



(a) アルファ波



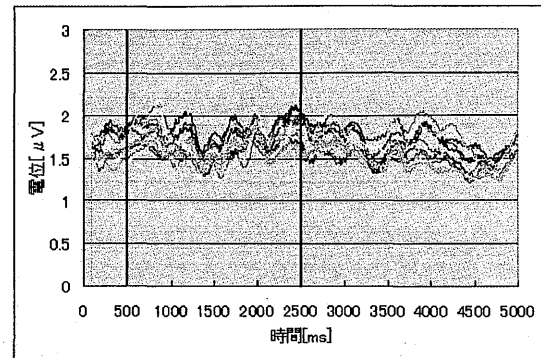
(b) $\alpha 1$



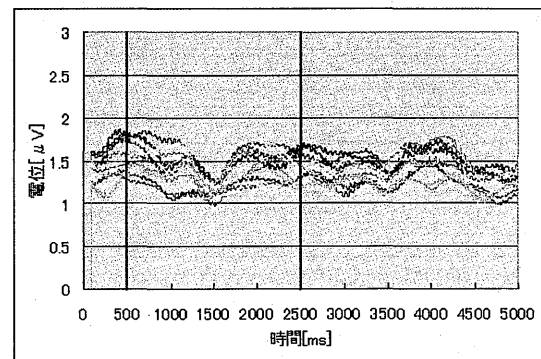
(c) $\alpha 2$

図 4.9 実験 3 の結果波形

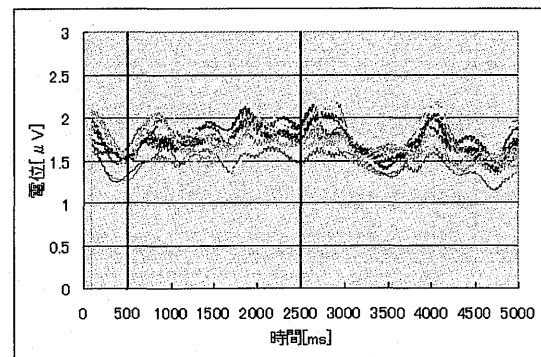
実験 4：映像+音による合図で瞬間的に両手掌握



(a) アルファ波



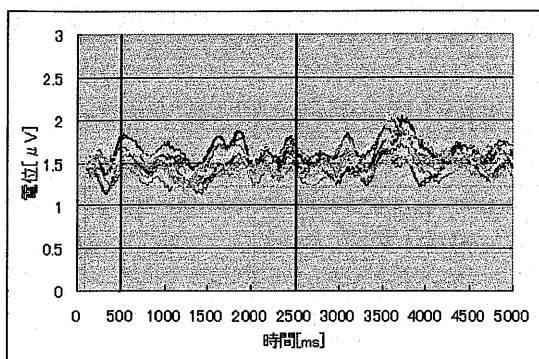
(b) $\alpha 1$



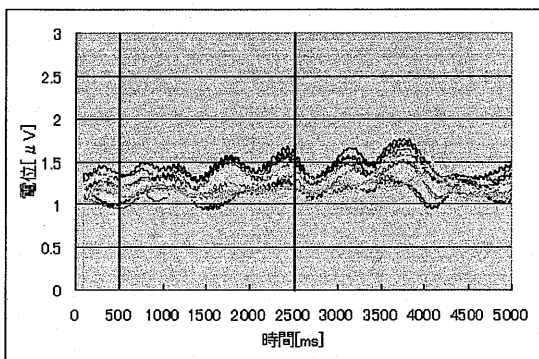
(c) $\alpha 2$

図 4.10 実験 4 の結果波形

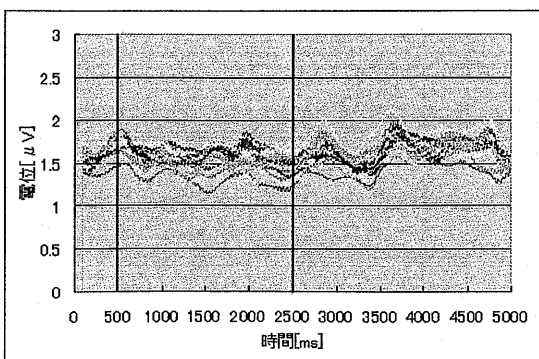
実験 5 : 映像+音による合図で瞬間的に両手を掌握するイメージ



(a) アルファ波



(b) $\alpha 1$



(c) $\alpha 2$

図 4.11 実験 5 の結果波形

4.2 確度算出結果

本節では、各実験結果における確度を意思区間内、意思区間外、全体の3種類を示す。
4.2以降は x の値を5~50まで変化させたときの確度を示す。

4.2.1 初期設定における確度

本項では、初期設定における確度を被験者、実験ごとに図4.12~図4.21で示す。初期設定とはAを100~500msの平均値、Bを1000~1500msの平均値、Cを1900~2100msの平均値、 $x=20$ である。

図4.12~4.21より、全体的にC3~O2の確度が高いことがわかる。これは4.2の結果とも一致する。そのため、以後はC3~O2までの結果を示すこととする。

被験者 A

実験1：視覚刺激による誘発脳波の測定

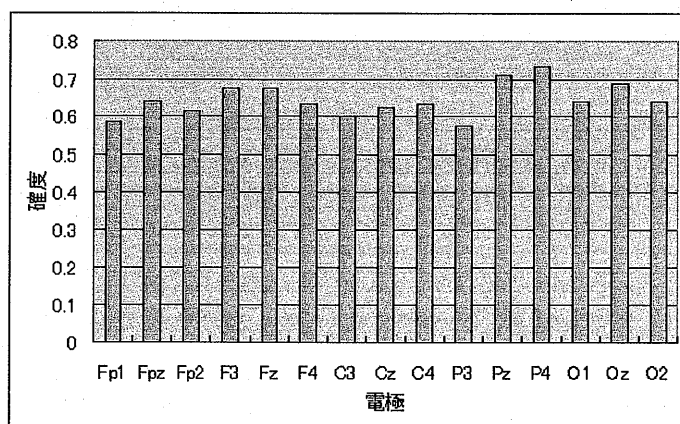


図 4.12 被験者 A, 実験1の確度

実験2：映像による合図で瞬間的に両手を掌握する

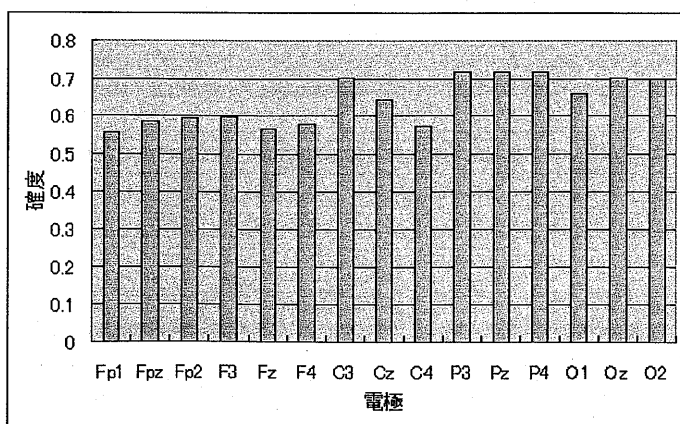


図 4.13 被験者 A, 実験2の確度

実験 3：映像による合図で意思区間内両手を掌握し続ける

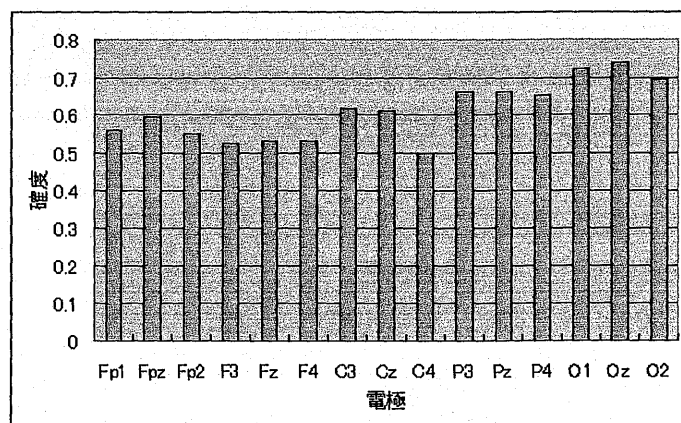


図 4.14 被験者 A, 実験 3 の確度

実験 4：映像＋音による合図で瞬間的に両手を掌握する

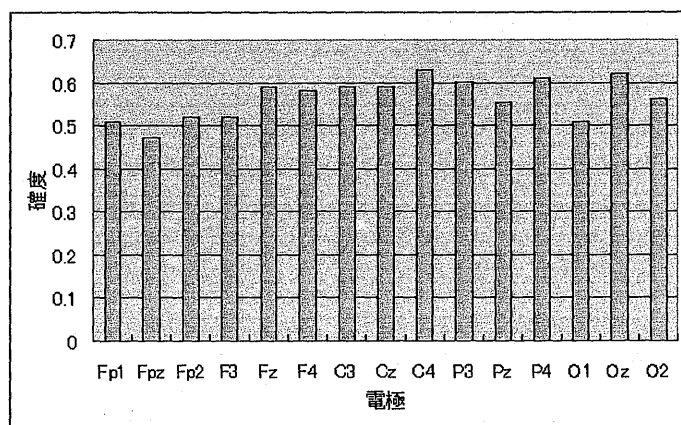


図 4.15 被験者 A, 実験 4 の確度

実験 5：映像＋音による合図で瞬間的に両手を掌握するイメージをする

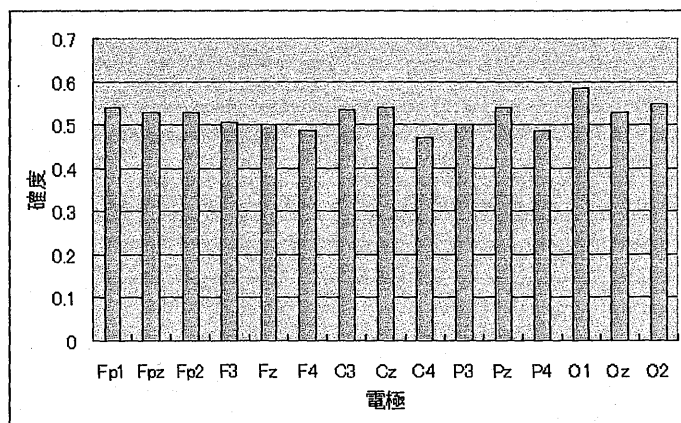


図 4.16 被験者 A, 実験 5 の確度

被験者 B

実験 1 : 視覚刺激による誘発脳波の測定

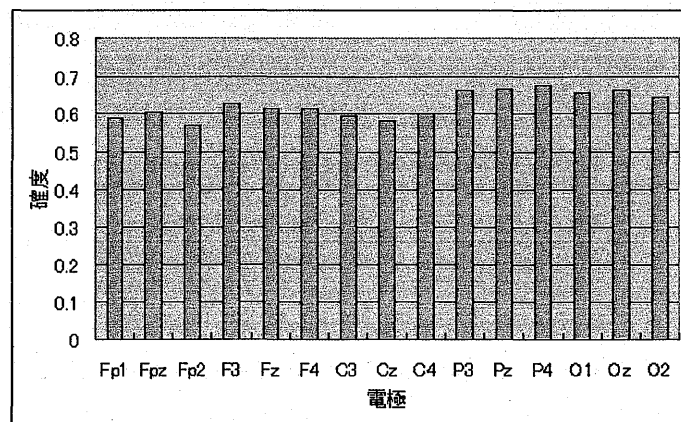


図 4.17 被験者 B, 実験 1 の確度

実験 2 : 映像による合図で瞬間的に両手を掌握する

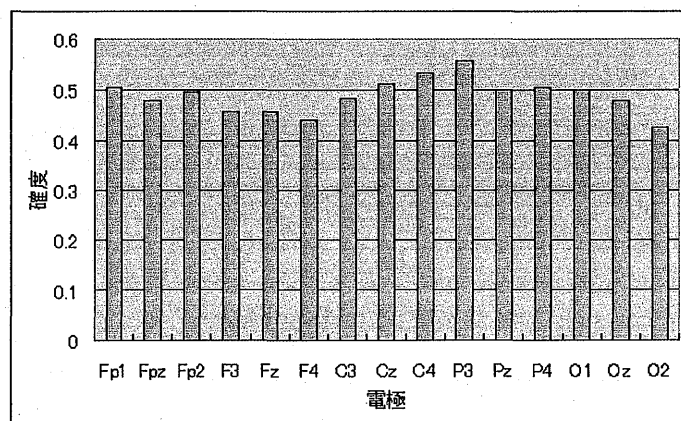


図 4.18 被験者 B, 実験 2 の確度

実験 3 : 映像による合図で意思区間内両手を掌握し続ける

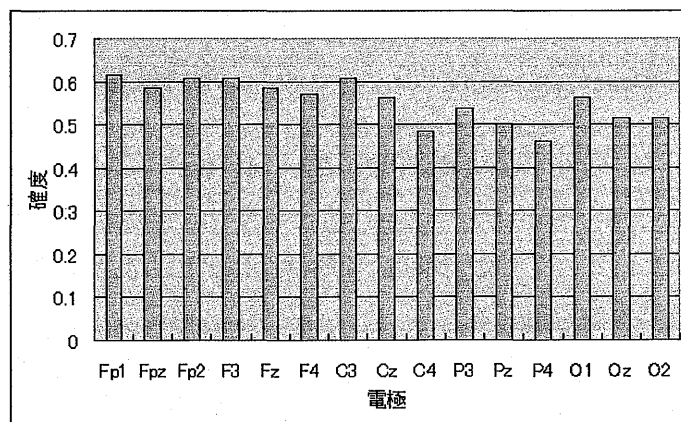


図 4.19 被験者 B, 実験 3 の確度

実験 4：映像＋音による合図で瞬間的に両手を掌握する

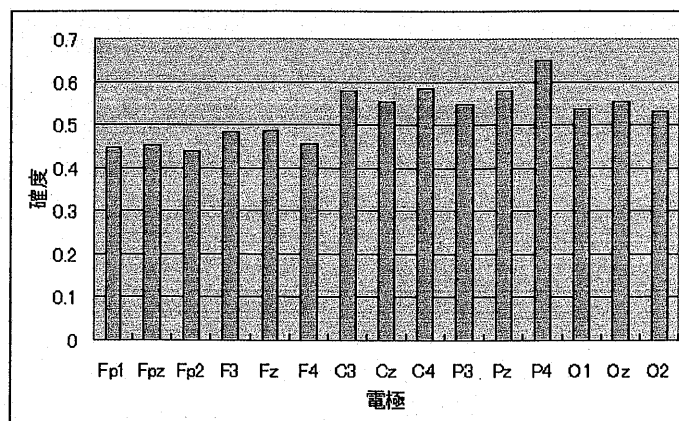


図 4.20 被験者 B, 実験 4 の確度

実験 5：映像＋音による合図で瞬間的に両手を掌握するイメージをする

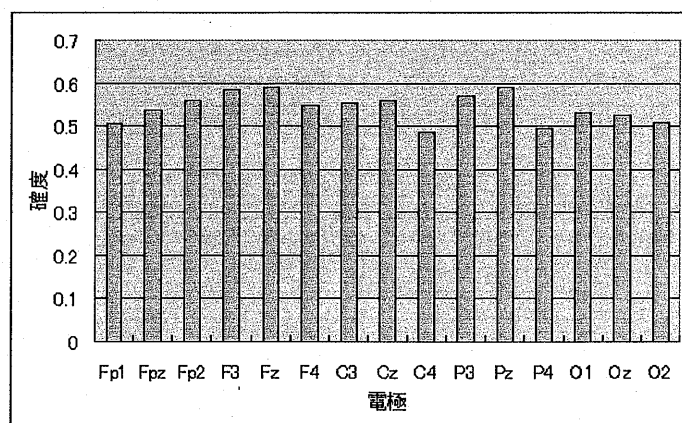


図 4.21 被験者 B, 実験 5 の確度

4.2.2 区間設定（平均値，最大値，最小値）による確度変化

本項では、被験者 A の実験 2 において A, B, C をそれぞれの区間（区間長は初期設定と同じ）の平均値，最大値，最小値と変えた確度をそれぞれ図 4.22～図 4.24 で示す。4.2.1 の結果，C3～O2 で確度が高いことがわかった。以後，各電極は以下の色で表示する。

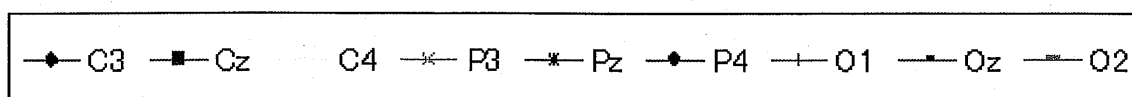
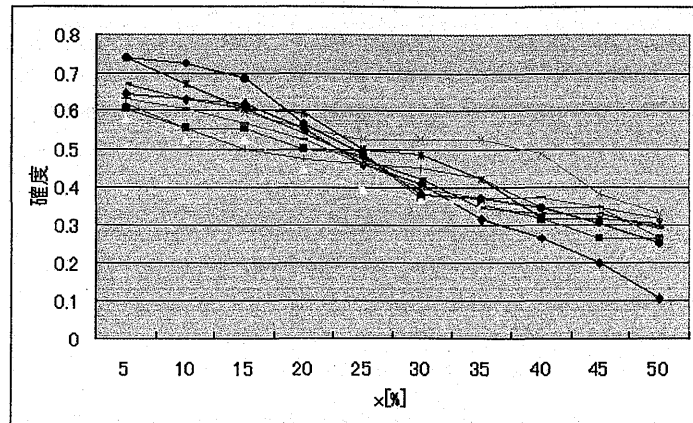
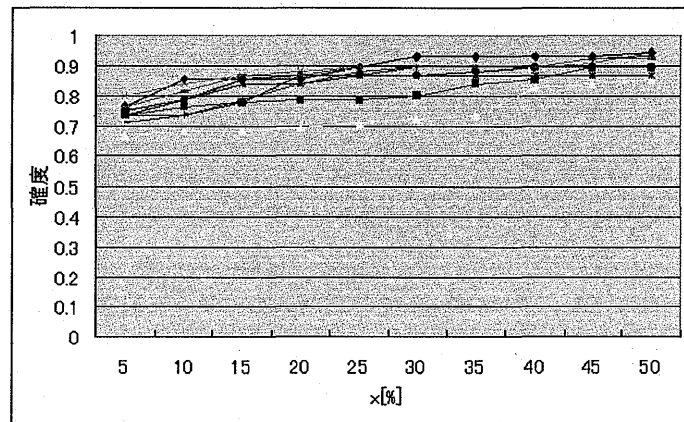


図 4.22, 図 4.23, 図 4.24 のように，区間の平均値を用いた方法が一番良い結果となった。以後の確度算出には平均値を用いる。

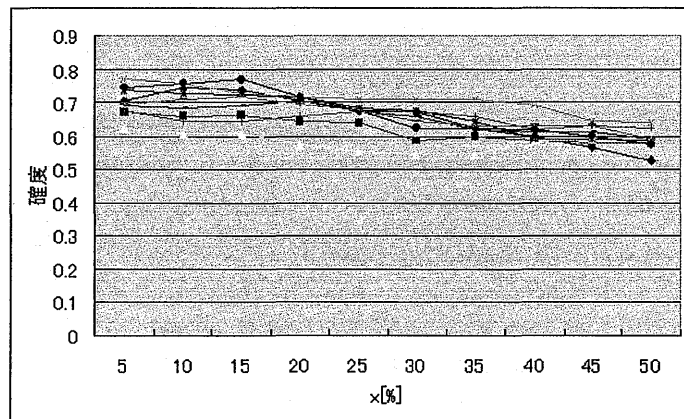
・ 平均値



(a) 意思区間内



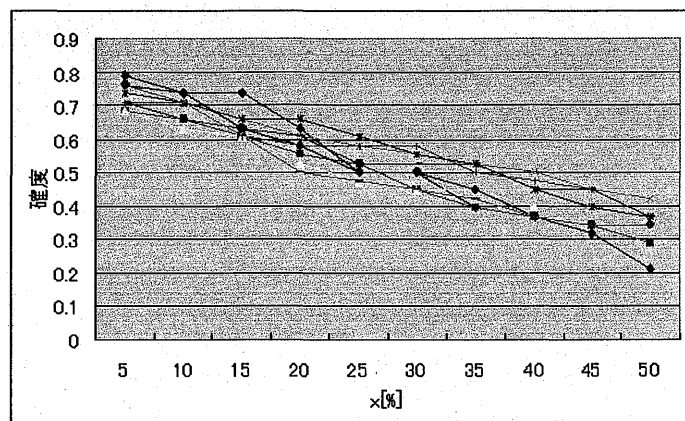
(b) 意思区間外



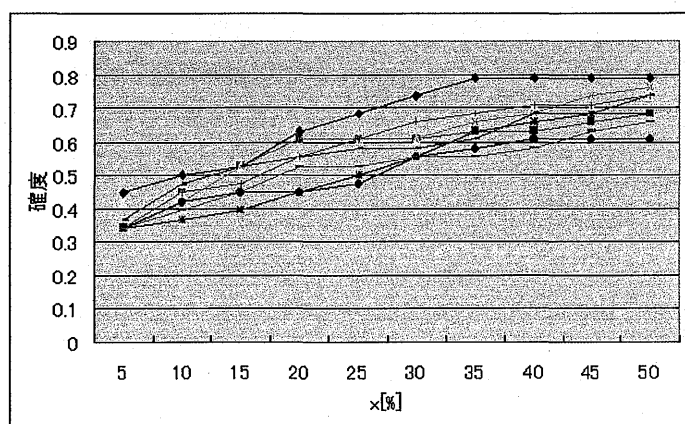
(c) 全体

図 4.22 区間の平均値

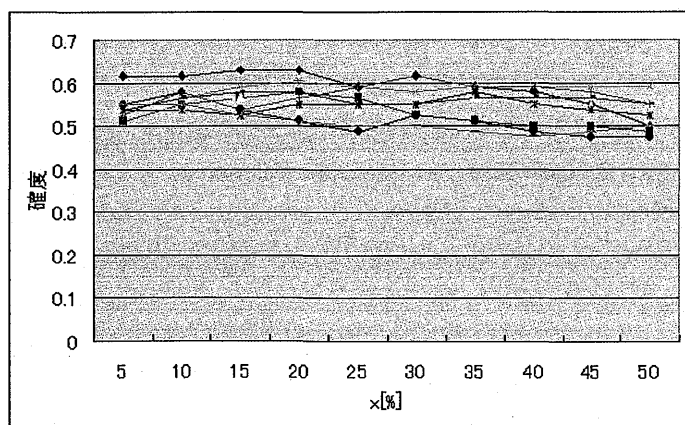
・最大値



(a) 意思区間内



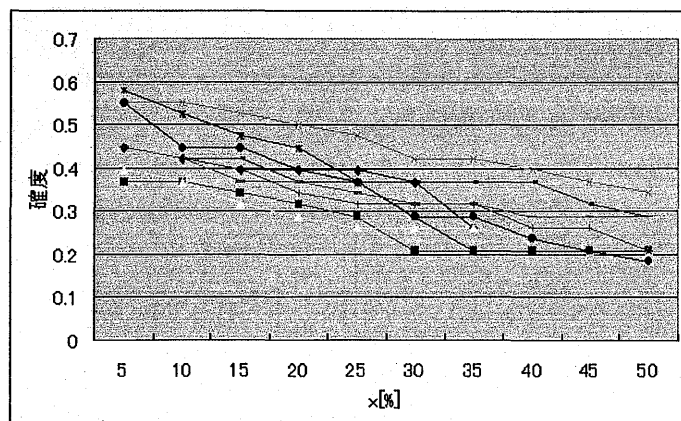
(b) 意思区間外



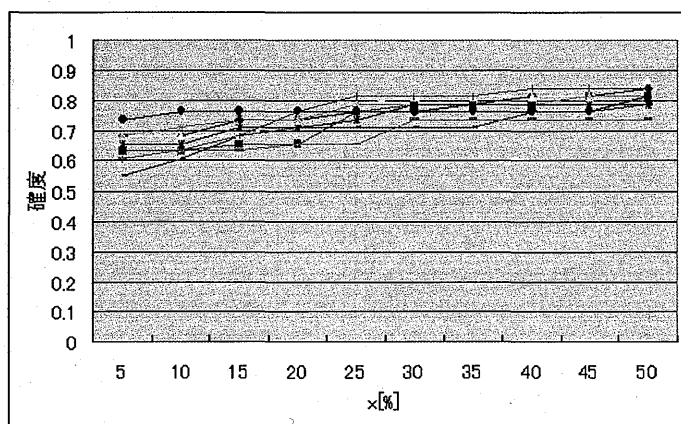
(c) 全体

図 4.23 区間の最大値

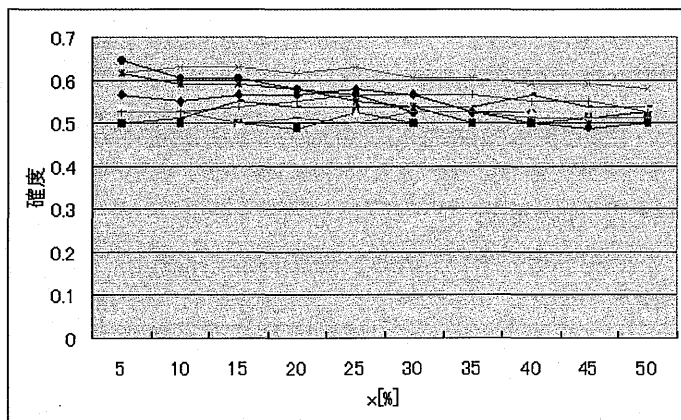
・最小値



(a) 意思区間内



(b) 意思区間外



(c) 全体

図 4.24 区間の最小値

4.2.3 A の区間長による確度変化

被験者 A の実験 2 において A の区間長を 100~500ms, 200~500ms, 300~500ms, 400~500ms と変化させた場合の確度を図 4.25 で示す。B, C は初期設定のままである。

確度最大となったものは区間長 100~500ms である。

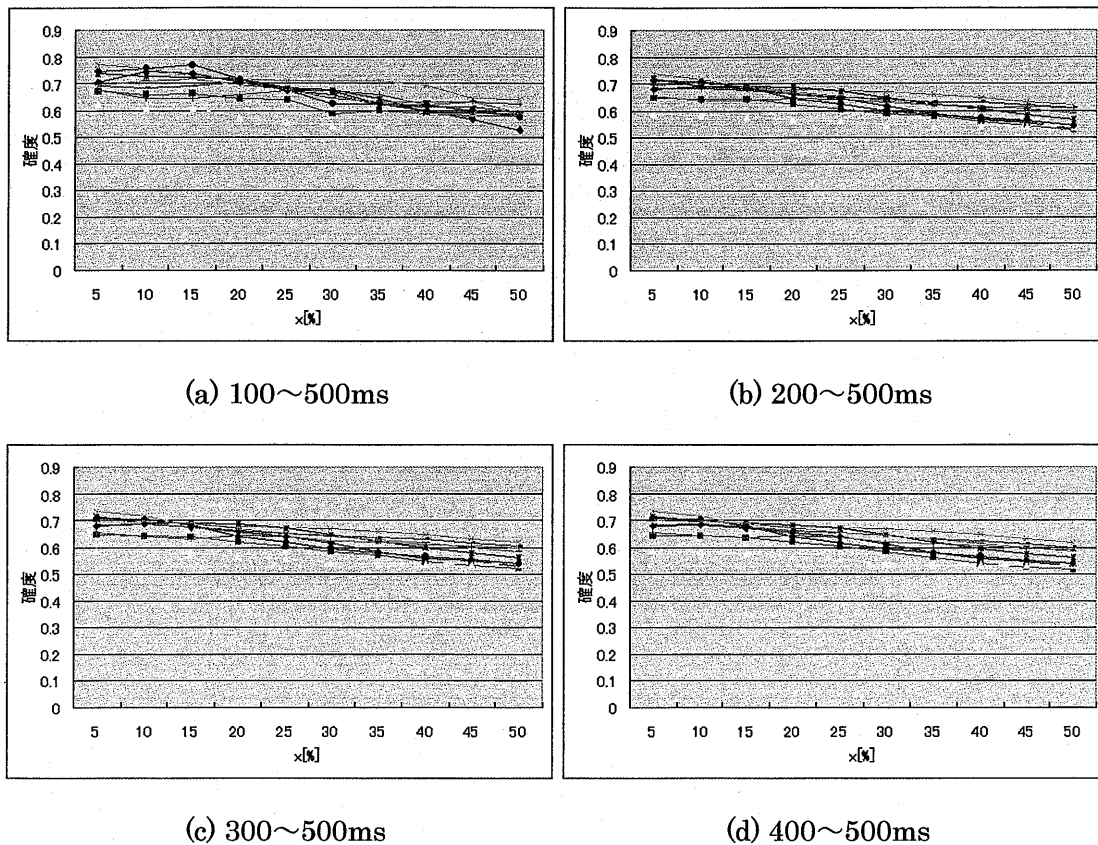
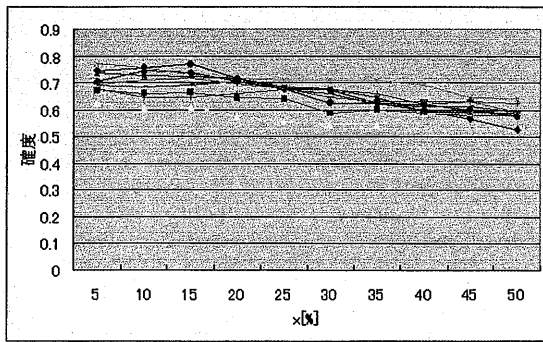


図 4.25 A の範囲を変化させたときの確度

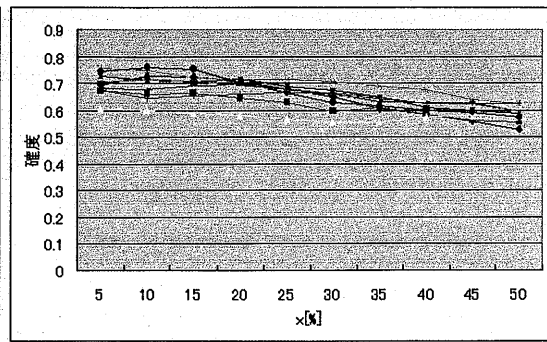
4.2.4 B の区間長による確度変化

被験者 A の実験 2 において, B の区間長を 1000~1500ms, 1100~1500ms, 1200~1500ms, 1300~1500ms, 1400~1500ms と変化させた確度を図 4.26 で示す。A, C は初期設定のままである。

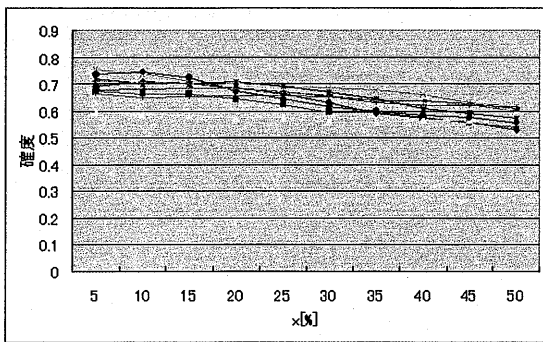
確度が最高となったのは, 区間長 1000~1500ms であるが, 1100~1500ms でもほぼ同じくらいの確度となった。



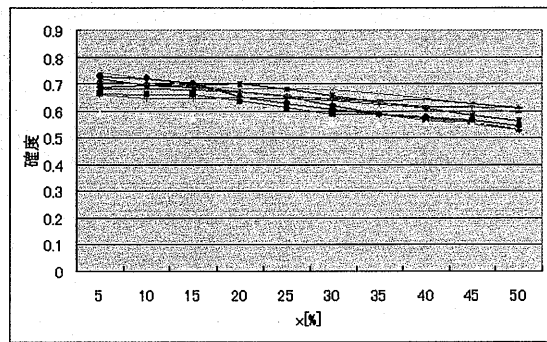
(a) 1000~1500ms



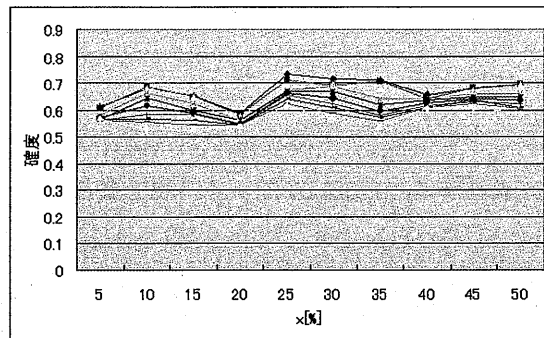
(b) 1100~1500ms



(c) 1200~1500ms



(d) 1300~1500ms

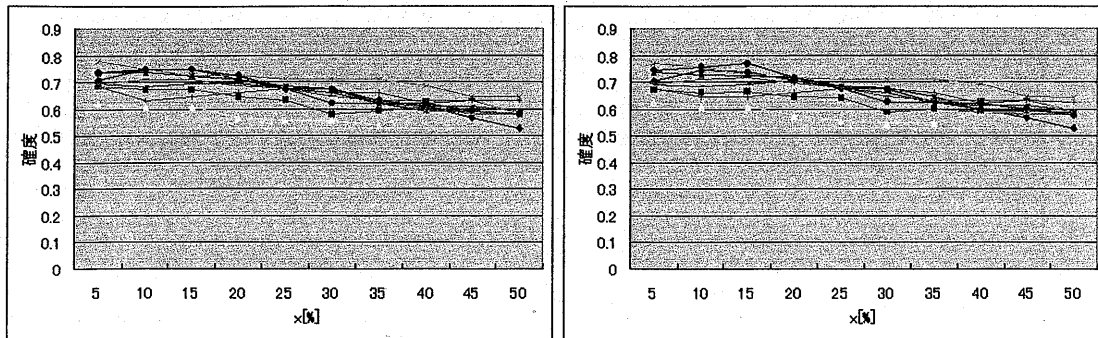


(e) 1400~1500ms

図 4.26 B の範囲を変化させたときの確度

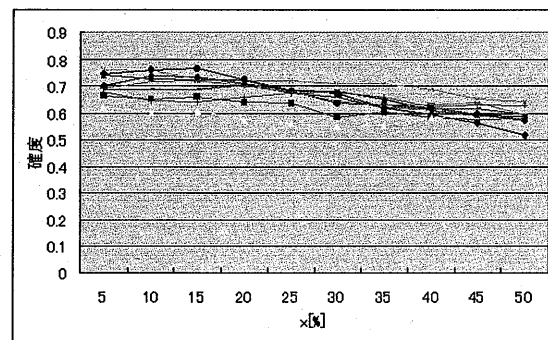
4.2.5 C の区間長による確度変化

被験者 A の実験 2 において、C の区間長を 1850~2150ms, 1900~2100ms, 1950~2050ms と変化させた確度を図 4.27 で示す。A, B は初期設定のままとする。



(a) 1850~2150ms

(b) 1900~2100ms



(c) 1950~2050ms

図 4.27 C の範囲を変化させたときの確度

4.2.6 最高確度

各被験者で各実験の最高確度とそのときのパラメータ, 最高確度が得られた電極を表 4.1 に示す. 実験 1 の確度は, 電球の点滅でアルファ波阻止が起こらないことを示している. 実験 2~5 の確度は, 合図に対してリアクションをしたとき, そのリアクションがアルファ波阻止に反映されたかを示している.

システムの再現性を確認するため, 再度同じ実験を行った結果を表 4.2 に示す. 被験者 A, B とともに 2 度目の実験は最初の実験から 3 ヶ月後に行っている. パラメータ A, B に関しては A が 100~500ms, B が 1000~1500ms が表 4.1, 表 4.2 とともに多く, 再現性はあるといえる. また, 電極も頭頂部 (P) がでる確率が高い. しかし, 確度は 2 回目のほうが低くなった.

表 4.1 最高確度とそのときのパラメータ（実験 1 回目）

		パラメータ				電極	最高確度
		A	B	C	x		
被験者 A	実験 1	300-500	1000-1500	1900-2100	50	P4	0.85
	実験 2	100-500	1000-1500	1850-2150	5	P3	0.78
	実験 3	100-500	1000-1500	1850-2150	25	O1,Oz	0.76
	実験 4	100-500	1000-1500	1950-2050	5	Cz	0.69
	実験 5	100-500	1400-1500	1950-2050	5	O1	0.64
被験者 B	実験 1	100-500	1000-1500	1850-2150	50	P4	0.84
	実験 2	100-500	1000-1500	1950-2050	5	P3	0.61
	実験 3	100-500	1100-1500	1850-2150	15	O1	0.63
	実験 4	100-500	1100-1500	1950-2050	10,15	P4	0.67
	実験 5	100-500	1000-1500	1950-2050	20	Pz	0.59

表 4.2 最高確度とそのときのパラメータ（実験 2 回目）

		パラメータ				電極	最高確度
		A	B	C	x		
被験者 A	実験 1	100-500	1200-1500	1900-2100	50	O1	0.83
	実験 2	100-500	1000-1500	1850-2150	5	P4	0.62
	実験 3	100-500	1000-1500	1850-2150	5,10	Pz	0.67
	実験 4	100-500	1000-1500	1850-2150	5	Cz	0.62
	実験 5	100-500	1000-1500	1950-2050	5	P4	0.5
被験者 B	実験 1	100-500	1000-1500	1850-2150	50	C4,O1,O2	0.74
	実験 2	100-500	1000-1500	1850-2150	30	C3	0.58
	実験 3	100-500	1200-1500	1950-2050	5	Pz	0.62
	実験 4	100-500	1000-1500	1950-2050	25	Pz	0.69
	実験 5	100-500	1200-1500	1950-2050	5	C4	0.61

第5章 考察

5.1 実験結果について

実験の結果、中心部～後頭部にかけてアルファ波阻止が大きく観測された。アルファ波が後頭部に大きく現れるということは、臨床結果と一致する。実験 1 ではトリガ後 1 秒で波形に大きな変化は見られないのに対し、実験 2～4 では α 波阻止が起きていることより、この α 波阻止は視聴覚誘発によるものではないことが確認できた。

実験 4 の実際に動作を行った場合、どの被験者においてもアルファ波阻止が見られた。しかし、実験 5 のイメージを行った場合、被験者によりアルファ波阻止が出る場合と出ない場合があった。これは、“両手を握るイメージ” としか指示していないので、被験者の想像力など不確定な要素が実験結果に影響したと考えられる。

実験 2、実験 3 を比較することで、両拳掌握時間の違いでアルファ波阻止が現れる時間が変化することを確認した。これは、拳を握っている時間だけ脳が活性化してアルファ波阻止が起こったため、掌握時間を長くするとアルファ波阻止が起きている時間が長くなったと考えられる。掌握時間が長すぎると、アルファ波阻止から復帰するまでの時間が長くなってしまい、次の処理で誤作動する確率が高くなるという可能性がある。BCI を構築するときは両拳を握る時間は短いほうが良いと考える。図 4.4 のように、アルファ波阻止の復帰に時間がかかり、意思区間内で復帰していない場合もあった。そのため、次回の実験から意思区間内を 2 秒から 3 秒と長くした方が良いと考察する。

5.2 確度について

確度を算出した結果、被験者によらずほぼ全ての実験項目で、中心部から後頭部にかけて確度が高くなった。よって、アルファ波阻止を用いた BCI では、中心部から後頭部にかけて電極を貼付すれば良い。また、使用電極が眼から離れていることは、BCI を実現したとき瞬目のアーチファクトを受けにくくなる。

アルファ波阻止検出のための区間設定において、その区間の平均値、最大値、最小値のいずれのパラメータを算出すべきか考察した。平均値では x が小さいと意思区間内、意思区間外にかかわらず確度は高くなった。しかし、最大値、最小値では、どちらか一方の確度が高ければ、もう一方は低いという結果になった。これは、出力波形が安定していないことが原因と考えられる。最大値の場合、B・C で極端に高い電位が存在すると B、C の差が小さくなる。そのため x の値によって意思区間内、意思区間外のどちらか一方の確度が高くなると考えられる。最小値の場合も同様である。

A の区間長は 100～500ms と長い場合確度が良かった。長区間の平均を取ることで真値

に近い値となり、確度が高くなったと考えられる。同様に B も区間が長い方が確度が良い。しかし、C は区間長を変えてもあまり確度の変化は見られなかった。アルファ波阻止部分を中心に設定すれば、区間長を極端に長く設定しない限り確度には大きな違いがなかった。

最高確度を見ると、実験 2、実験 3 において被験者 A では 0.78, 0.76 と高い確度となったが、被験者 B では 0.61, 0.63 と約 0.15 の格差がある。このことは個人差によるものか、体調などが関係してくるのか、被験者数が少ない現時点では、はっきりとしたことはいえない。今後、被験者数を増やす必要がある。表 4.1 に示したように、パラメータ A, B は 100~500ms, 1000~1500ms と、区間長が長い方が確度が高かった。C については、アルファ波阻止区間が長い場合は区間長が長いものが良く、アルファ波阻止区間が短いものはその逆が良いと読み取れる。このことから、アルファ波阻止が大きく発生している部分に焦点を当てて平滑化した方が良いと考えられる。x は実験 1 では 50 と大きい方が良い結果となったが、その他の実験では低い方が良かった。最高確度が出た電極は Pz を中心とした頭頂部が多い。頭頂部周辺の電極で重み付けして信号処理を行えば確度向上が期待できる。

5.3 再現性

再現性の確認のために 3 ヶ月後に同様の実験を行った。確度は全体的に悪くなった。しかし、被験者 A で最高 0.67, 被験者 B で最高 0.69 となり、70%近い確度になった。パラメータ A は全てにおいて 100~500ms となった。パラメータ B はほぼ 1000~1500ms となった。この被験者に関しては、パラメータ A, B は 100~500ms, 1000~1500ms で固定しても良いと考えられる。被験者 A, 実験 5 において確度 50%と今までで最低の確度となった。やはり、イメージのしにくさが関係していると考えられる。今後実験を行うときは、トレーニングを行った後データを取る必要がある。そのために、今後トレーニング方法を確立する必要がある。

5.4 アルファ波とアルファ波阻止について

本研究では、意思区間内に何か考えて、意思区間外にリラックスすることで、BCI を構築しているが、逆の構成も考えられる。例えば、話をしていると何か考えているので、リラックスしてから何かを考えるのでは応答が遅くなる。返事にリラックスを使えば応答が早くなることも考えられる。意思区間にリラックスすれば、リラックスする時間がなくなるが、何か質問してすぐに回答という形ではなく、質問後準備期間（意思区間外）をしばらく入れてから、返答時間（意思区間内）とした方が確度が上がる可能性もある。また、意思区間外に何かを考え続けるというのも、リラックスするのに比べ難しいであろう。そのため、本研究では意思区間内に何かを考え、意思区間外にリラックスした方が良いと考えた。今後、実験をし、現在の方法と比較検討したい。

第6章 まとめ

本論文では、アルファ波阻止を用いた BCI システムを構築することを目的とした。そのために、アルファ波阻止がどの時点で発生するか実験を行い調査した。その結果、アルファ波阻止がトリガ後約 1 秒の時点で発生することを確認した。また、それは中心部から後頭部にかけて大きく見られることも確認した。周波数帯域では 8Hz~10Hz の $\alpha 1$ でアルファ波阻止が大きく見られた。システムのパラメータ設定は A, B は長い方が良く、C は動作時間と同じくらいが良いということがわかった。アルファ波阻止の割合を示す x は小さいほうが良いということもわかった。確度を求めた結果、被験者 A において最高確度 0.78 が得られた。これは日立製作所製の“心語り”という、すでに市販されている光トポグラフィを用いた BCI 装置と同程度の確度である[8]。

今後の課題としては、両拳掌握時間の最適化、解析方法の改善、被験者を増やしてより多くのデータでパラメータを設定するなどが考えられる。また、実験の前過程としてトレーニングを行う必要があるために、トレーニング方法を確立しなければならない。

参考文献

- [1] 豊倉康夫, “文部省特定研究「難病」班 難病の発症機構に関する基礎研究 昭和 50 年度研究業績”, 文部省, 1976.03
- [2] 田中久弥, 井出英人, 長島祐二, “運動関連脳電位による文字入力システム”, 電子情報通信学会, 信学技報, WIT00-43, 2001.03
- [3] 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.329-336, 1996.02
- [4] Xicheng Liu, Shin Hibino, “Construction of an Electroencephalogram-Based Brain-Computer Interface Using an Artificial Neural Network” IEICE Trans. INF. & SYST.Vol.E86-D, No.9, pp.1879-1886, 2003.09
- [5] 徳武篤史, “多チャンネル脳波を用いたインタフェース (BCI) に関する基礎研究”, 新潟大学大学院自然科学研究科, 平成 16 年度修士論文
- [6] “人体と音のコミュニケーションに関する調査研究報告書 3.1.3 音楽と α 波”, <http://www.sound-zaidan.com/04rs3.1.3c.PDF>, 財団法人サウンド技術振興財団
- [7] 渡邊千晴, “脳誘発電位測定ハンドブック”, NEC メディカルシステムズ研修所, 1999.
- [8] 門林岩雄, 井上健, 中村道彦, “脳波”, 金芳堂, 1983.12
- [9] “身体をまったく動かすことのできない ALS 患者向け Yes/No 判定装置「心語り」を製品化”, <http://www.hitachi.co.jp/New/cnews/month/2005/09/0926.html>

学会誌，国際会議等