

## 2 次及び 3 次統計量を近似する自発脳波モデルに関する研究

佐久間 雅斗

指導教員：戸田 尚宏

### 1 研究背景・目的

脳波解析において、パワースペクトルが広く用いられてきた [1] が、脳波は非正規性であることが知られており [2]、2 次の統計量であるパワースペクトルでは、十分にその特徴を把握することができない。非正規性の信号の統計的性質を記述するためには、3 次以上の高次統計量による解析が必要である [3]

そうした中で兼弘 [4] は、3 次スペクトルであるバイコヒーレンスを用い、眠気誘発時の脳波のバイコヒーレンス上での特徴を、位相結合の度合から再現するモデルを構築した。このモデルにより、眠気誘発時では安静時に比べて  $\gamma$  波の発生源と、 $\alpha$  波、 $\beta$  波の発生源の間の何らかの結合が弱くなる可能性があることを仮説とした上でこの点を表現できる 1 つのモデルを提案した。兼弘の提案したモデルは正弦波の位相結合と共に、周波数揺らぎを導入しているため、本論文では、FREEG (Fluctuated Rhythm EEG) モデルと呼ぶ。しかしながら、FREEG モデルのパラメータは、バイコヒーレンス上の特徴を目視により決定しており、多くの被験者へのモデルの当てはめには客観性、再現性に問題があり、その自動化が必要であった。

本研究では、FREEG モデルには冗長な自由パラメータが存在する問題を指摘し、その数を削減する。そして、パラメータの自動推定を行うことで、それぞれの被験者にモデルの当てはめを行う。さらに、 $\alpha, \beta, \gamma$  間の位相の独立性の度合を測定する方法を提案し、これが眠気の度合いを表す特徴量の基本として利用できる事も指摘する。

### 2 FREEG モデル

FREEG モデルは、兼弘 [4] によって構築されたモデルであり、パワースペクトル、バイコヒーレンスの両方を脳波と近似でき、さらにバイコヒーレンス上で安静時と眠気誘発時の脳波の特徴を再現できる唯一の脳波モデルである。被験者 a の安静時の脳波のバイコヒーレンスを図 1 に示す。ただし、パワースペクトルの推定には式 (1)、バイコヒーレンスの推定には式 (2) を用いる。

$$\hat{P}(\omega) = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M X_i(\omega) X_i^*(\omega) \quad (1)$$

$$\widehat{\text{bic}}^2(\omega_1, \omega_2) = \frac{|\widehat{B}(\omega_1, \omega_2)|^2}{\widehat{P}(\omega_1)\widehat{P}(\omega_2)\widehat{P}(\omega_1 + \omega_2)} \quad (2)$$

ここで、 $N$  はセグメント長、 $M$  はセグメント数であり、 $X$  は時系列の離散フーリエ変換、 $X^*$  は複素共役、パワースペクトル  $\widehat{B}(\omega_1, \omega_2)$  は式 (3) で推定される。

$$\widehat{B}(\omega_1, \omega_2) = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M X_i(\omega_1) X_i(\omega_2) X_i^*(\omega_1 + \omega_2) \quad (3)$$

バイコヒーレンスは対称性があるため、本論文では  $0 \leq \omega_1 \leq \omega_2, \omega_1 \leq \pi/2, \omega_2 \leq \pi$  の範囲 (以下これを D とする) のみを表示する。

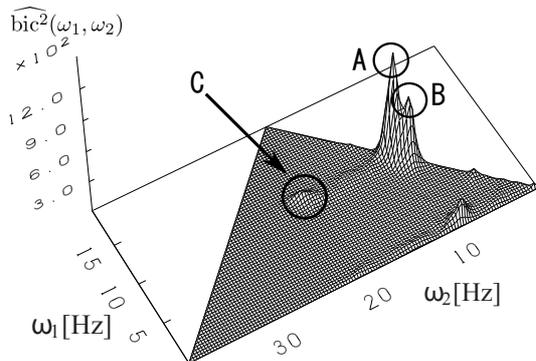


図 1 安静時のバイコヒーレンス

表 1 FREEG モデルの各パラメータ

j	$\omega_j$	$c_j$	$\alpha_j$	$\theta_j$
1	10.7	0.79	11.3	独立な $[-\pi, \pi]$ の一様分布
2	10.7	0.79	11.3	独立な $[-\pi, \pi]$ の一様分布
3	-	0.68	-	$\theta_3 = \theta_1 + \theta_2$
4	10.0	0.68	13.5	独立な $[-\pi, \pi]$ の一様分布
5	10.0	0.68	13.5	独立な $[-\pi, \pi]$ の一様分布
6	-	0.68	-	$\theta_6 = \theta_4 + \theta_5$
7	10.4	0.55	14.7	独立な $[-\pi, \pi]$ の一様分布
8	20.8	0.55	14.7	独立な $[-\pi, \pi]$ の一様分布
9	-	0.5	-	$\theta_9 = \theta_7 + \theta_8$

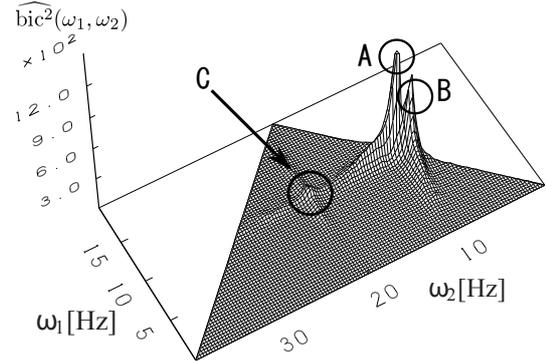


図 2 FREEG モデルのバイコヒーレンス

FREEG モデルは図 1 の脳波のバイコヒーレンスの成分 A, B, C に注目して構築されたモデルで、式 (4)~(7) で定義される。

$$x(k) = -\sum_{i=1}^p a_i x(k-i) + u(k) \quad (4)$$

$$u(k) = cn(k) + \sum_{j=1}^9 c_j \cos(\Omega_j(k) + \theta_j(k)) \quad (5)$$

$$\Omega_j(k) = \omega_j k + \alpha_j B_{j,k}, \quad B_{j,k} = \sum_{l=0}^k \epsilon_j(l), \quad \theta_j(k) = \beta_j \sum_{l=0}^k \epsilon_j(l) \quad (6)$$

$$\theta_9(k) = \phi(\beta_9 \sum_{l=0}^k \epsilon(l)) + (1 - \phi)(\theta_7 + \theta_8) \quad (7)$$

ここで、 $n(k)$  は正規白色雑音、 $\Omega_j(k)$  は角周波数、 $\theta_j(k)$  は位相である。なお、式 (6) より、 $\Omega_j(k)$  は周波数  $\omega_j$  を平均、標準偏差  $\alpha_j$  の白色雑音に従う揺らぎを持つ。ただし、角周波数と位相は、それぞれ  $j = 3, 6, 9$  の場合には  $\Omega_j(k) = \Omega_{j-2}(k) + \Omega_{j-1}(k)$ 、 $\theta_j(k) = \theta_{j-2}(k) + \theta_{j-1}(k)$  の関係となっている。  $c = 2.0$  とし、 $\omega_j, c_j, \alpha_j, \theta_j$  の値は表 1 で与えられる。式 (4) は線形フィルタモデルとして、 $p$  次の自己回帰モデルを意味している。ここでは、 $p = 120$  とし、安静時脳波から Yule-Walker 方程式を解いて得られる係数  $a_i$  を用いている。自己回帰モデルの入力は式 (5) に示すような周波数揺らぎを含んだ正弦波 9 本と正規白色雑音  $n(k)$  の和である。また、眠気の特徴を式 (7) で示した。ここで、 $\phi$  は独立性の度合いを表すパラメータ ( $0 \leq \phi \leq 1$ ) であり、 $\theta_9$  は、眠気が強い時、すなわち  $\phi$  が 1 に近いほど  $\theta_7, \theta_8$  とは、独立な確率変数によるランダムウォークの占める割合が大きくなり、 $\phi$  が 0 であれば、 $\theta_9 = \theta_7 + \theta_8$  となる。

この時のモデルのバイコヒーレンスは図 2 となり、特徴成分 A, B, C それぞれの特徴を表現できている。

### 3 FREEG モデルの問題点

FREEG モデルのパラメータは、バイコヒーレンス上の特徴から目視により手動で決定しており、客観性、再現性に問題がある。そこで、多くの被験者にモデルを当てはめを行うため、パラメータの自動推定法を確立する必要がある。しかし、現在の

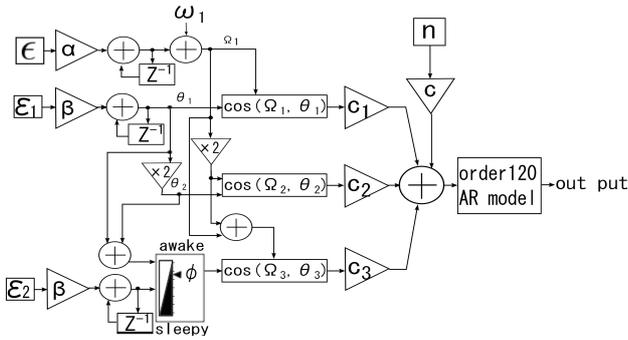


図3 信号生成のブロック線図

表2 簡略化 FREEG モデルの各パラメータ

j	$\omega$	$c_j$	$\alpha$	$\beta$
1	10.0	0.50	13.5	0.016
2	-	0.20	-	-
3	-	0.15	-	-

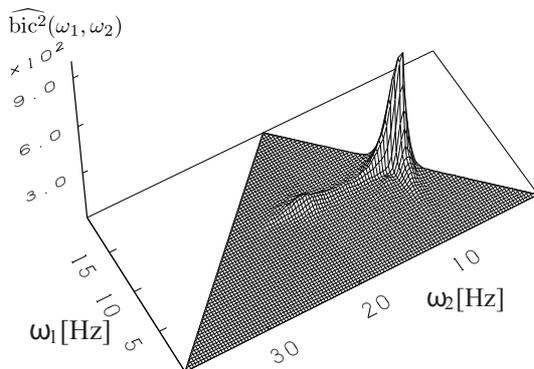


図4 簡略化 FREEG モデルのバイコヒーレンス

FREEG モデルのパラメータは表 1 で与えられている通り、その数が多く冗長な表現となっており、パラメータの自動推定が困難である。そこで、モデルの簡略化を行う。

#### 4 モデルの簡略化

FREEG モデルの冗長性を示し、2 段階のモデルの簡略化を行う。

##### 4.1 バイコヒーレンス上のピークを形成する成分の削減

一段階目の簡略化として、バイコヒーレンス上のピークを形成する成分の削減を行う。FREEG モデルは図 1 の成分 A, B, C に着目して構築されている。しかし、他の被験者では成分 B, C は同様であるが、成分 A は被験者 a だけの特徴であった。そこで、眠気の特徴量に重要な成分は B, C であると考え、モデル上から成分 A のピークを形成する成分 (式 (5) 中  $j = 1, 2, 3$  に相当) をなくし、パラメータ数を削減する。

##### 4.2 正弦波の削減

兼弘の仮説 [4] では、 $\alpha, \beta, \gamma$  波の 3 個の正弦波に着目している。しかし、従来法では 9 個の正弦波が使用されている。そこで、正弦波に関係を持たせることで、3 個の正弦波だけで特徴を表現できるよう記述を簡略化した。この場合の信号の生成機構は式 (4)~式 (7) の内、式 (5) を式 (8) に変更したものであり、信号生成過程を図 3 に示した。

$$u(k) = cn(k) + \sum_{j=1}^3 c_j \cos(\Omega_j(k) + \theta_j(k)) \quad (8)$$

この時のパラメータは表 2 に示すように 6 個である。また、簡略化されたモデルのバイコヒーレンスを図 4 に示す。特徴成分 B, C を表現できていることが確認できる。

#### 5 パラメータの自動推定

最急降下法を用いて 6 個のパラメータの自動推定を行う。ただし、 $\omega$  は実脳波のバイコヒーレンス上で、成分 B の最大値の周波数に合わせて設定し、 $\beta$  は文献 [4] のままとする。バイコヒー

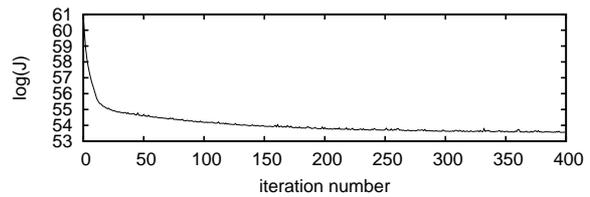


図5 評価関数の推移

レンス上の評価基準  $J$  を最小化するパラメータの組  $(c_1, c_2, c_3, \alpha)$  を決定する。

$$J = \sum_{(\omega_1, \omega_2) \in D} (|\widehat{\text{bic}}|^2(\omega_1, \omega_2) - |\text{bic}_{\text{lm}}^2(\omega_1, \omega_2)|)^2 \quad (9)$$

ここで、 $|\widehat{\text{bic}}|^2$  は実脳波のバイコヒーレンスであり、モデルのバイコヒーレンスは  $|\text{bic}_{\text{lm}}^2$  (以下近似モデルと呼ぶ) である。パラメータは以下の最急降下法により更新される。

$$x^{\text{new}} = x^{\text{old}} - \mu D \quad (10)$$

ここで  $x^{\text{new}}$  は更新後、 $x^{\text{old}}$  は更新前のパラメータであり、 $x \in \{c_1, c_2, c_3, \alpha\}$  である。また、 $D$  は数値微分を用いる。このアルゴリズムにより、被験者 a のバイコヒーレンスに対し、パラメータの自動推定を行った。図 5 は、更新回数 (対数) に対する評価基準  $J$  の減少 (対数) であり、誤差が十分減少したと考えられる 400 回まで更新を行った。

#### 6 位相の独立性の度合と眠気度合

パラメータの自動推定を用い、位相の独立性の度合を測定する方法を提案する。

まず、近似モデルに対し、眠気誘発時の脳波のバイコヒーレンスの成分 B の高さを合わせる。そして、近似モデルのパラメータ  $\phi$  を自由パラメータとし、

$$\text{Dif} = V_{\gamma \text{EEG}s} - V_{\gamma}(\phi) \quad (11)$$

が 0 となる  $\phi$  を  $\phi_0$  とする。ただし、 $V_{\gamma \text{EEG}s}$  は眠気誘発時の脳波、 $V_{\gamma}(\phi)$  は近似モデル、それぞれの成分 C 周辺の値の和である。被験者 a, b, c, d の眠気誘発時での独立性の度合を表 3 に示す。この結果より、全ての被験者の眠気誘発時の独立性の度合が  $0 < \phi_0 < 1$  であり、眠気と対応しており、眠気の尺度の候補となると考えられる。

表3 被験者 a, b, c, d の眠気度合と結合強度

被験者	$V_{\gamma}(\phi_0)$	$V_{\gamma}(0)$	$\phi_0$
a	$2.76 \times 10^2$	$4.67 \times 10^2$	0.005
b	$4.72 \times 10^1$	$1.20 \times 10^2$	0.008
c	$2.84 \times 10^1$	$7.23 \times 10^1$	0.006
d	$6.02 \times 10^2$	$1.004 \times 10^4$	0.007

#### 7 まとめ

FREEG モデルには、パラメータを目視による手動で決定しているため客観性、再現性に問題があることを指摘した。そこで、パラメータの自動推定を行うことで客観性と再現性を持たせた。さらに、眠気誘発時での位相の独立性の度合の測定法を提案し、それが眠気の尺度として用いることができる可能性を示した。

#### 参考文献

- [1] 日野幹雄:“スペクトル解析“, 統計ライブラリー, 朝倉書店 (1977).
- [2] 館, 高谷治:“バイスペクトルによる  $\alpha$  波波形の解析“, ME 誌, 11, 4, pp.284-292(1973).
- [3] C.L.Nikias and A.P.Petropulu:“Higher-Order Spectra Analysis : A Nonlinear Signal Processing Framework“, PTR Prentice Hall(1993)
- [4] 兼弘光明, 戸田尚宏:“眠気誘発時の脳波のバイコヒーレンス上での特徴とモデルによる解釈“, 電子情報通信学会論文誌 D, Vol.J95-D, No.2, pp.323-330(2012)