

fMRI 賦活部位を線形制約とするプリホワイトニングビームフォーマの脳  
波律動変動データへの適用笹山 瑛由<sup>†,††</sup> 濱田 昌司<sup>†</sup> 小林 哲生<sup>†</sup><sup>†</sup> 京都大学大学院工学研究科 〒615-8510 京都府京都市西京区京都大学桂<sup>††</sup> 日本学術振興会 〒102-8471 東京都千代田区一番町 6E-mail: [tsasayama@bfe.kuee.kyoto-u.ac.jp](mailto:tsasayama@bfe.kuee.kyoto-u.ac.jp)

**あらまし** ヒトの脳活動に関する知見を得るため、脳波 (EEG) の律動の増大 (事象関連同期, ERS) や減衰 (事象関連脱同期, ERD) に着目することがある。運動およびそのイメージを行った場合、EEG では運動野、体性感覚野近傍で ERS および ERD が計測され、機能的磁気共鳴画像法 (fMRI) においても、主に一次運動野での賦活が計測される。本研究では、左右手首屈伸運動の EEG および fMRI 計測データに対し、線形制約付きプリホワイトニングビームフォーマ (LCPW) を適用して  $\mu$  律動 (8~13 Hz) の ERS および ERD に対応する信号強度変動の検出を行った。その結果、手首屈伸運動期間中は  $\mu$  律動の ERS および ERD に対応する検出ピークがそれぞれ同側、対側に観測された。このことは、LCPW ビームフォーマが ERS/ERD の信号源推定に適用可能なことを示している。

**キーワード** 脳波, 機能的磁気共鳴画像法, プリホワイトニングビームフォーマ, 線形制約

Application of prewhitening beamformer with linear constraints on fMRI  
activated regions to reactivities of cortical EEG oscillationsTeruyoshi SASAYAMA<sup>†,††</sup>, Shoji HAMADA<sup>†</sup>, and Tetsuo KOBAYASHI<sup>†</sup><sup>†</sup> Graduate School of Engineering, Kyoto University Kyoto-Daigaku-Katsura, Nishikyo-ku, Kyoto,  
615-8510 Japan<sup>††</sup> Japan Society for the Promotion of Science 6 Ichibancho, Chiyoda-ku, Tokyo, 102-8471 JapanE-mail: [tsasayama@bfe.kuee.kyoto-u.ac.jp](mailto:tsasayama@bfe.kuee.kyoto-u.ac.jp)

**Abstract** The power increase/decrease of EEG rhythms (event-related synchronization/desynchronization, ERS/ERD) is often used to investigate human brain activities. When subjects execute movements and their imagines, ERS and ERD are observed in the vicinity of the sensorimotor area and the brain activity mostly in the primary motor area is also observed by fMRI. In this study, signal power related to ERS and ERD of  $\mu$  rhythm (8-13 Hz) were estimated by applying prewhitening beamformer with linear constraints to measured EEG and fMRI data during right/left wrist bending movements. It was found that the centers of estimated signal power of ERS and ERD of  $\mu$  rhythm were located in the ipsilateral and contralateral sensorimotor area, respectively. This demonstrates that prewhitening beamformer with linear constraints is available for signal source estimation of ERS and/or ERD.

**Key words** EEG, fMRI, prewhitening beamformer, linear constraints

## 1. はじめに

近年、ヒトの脳活動に関する知見を得るために、脳波 (Electroencephalogram, EEG) や脳磁図 (Magnetoencephalogram, MEG)、あるいは機能的磁気共鳴画像法 (functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI) のような非侵襲計測法を用いて研究を行うことが盛んである。EEG および MEG において脳活

動を捉える方法として、 $\alpha$  律動 (8~13 Hz)、 $\mu$  律動 (8~13 Hz)、 $\beta$  (16~24 Hz) 律動等の律動変化に着目するものがある。この律動変化について、信号強度の増大、減衰はそれぞれ事象関連同期 (Event-Related Synchronization, ERS)、事象関連脱同期 (Event-Related Desynchronization, ERD) と呼ばれる [1]。運動およびそのイメージを行った場合、EEG および MEG では運動野、体性感覚野近傍で ERS/ERD が計測さ

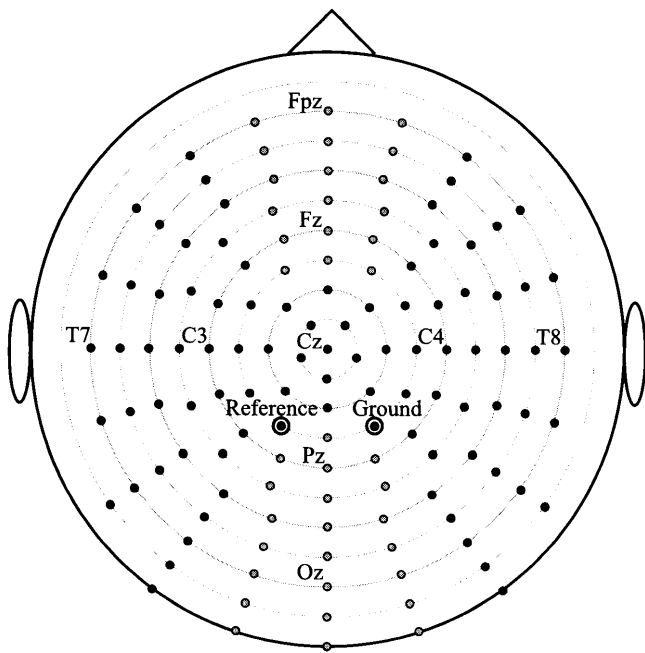


図1 ActiveTwo System の電極配置. 電極位置を黒色および灰色の丸で示している. 解析 I, III, IV については黒色で示された電極, 解析 II については黒・灰色で示された電極を用いて解析を行った.

れ [1], [2], fMRI においても, 主に一次運動野での賦活が計測される [3].

EEG および MEG 計測データから特定の領域の脳活動の信号源を推定する手法に, 空間フィルタ法の一つであるビームフォーマ [4], [5] がある. そのビームフォーマの一つに, ERS および ERD の信号源の再構成に有効なプリホワイトニング (PW) ビームフォーマ [6], [7] がある. その PW ビームフォーマに干渉信号源からの影響を抑制する線形制約条件 [5] を加えた, 線形制約条件付きプリホワイトニング (LCPW) ビームフォーマは, PW ビームフォーマにおける相関の高い信号による信号源推定の失敗を回避でき, EEG データのシミュレーションにおいて一次運動野に配置した相関の高い ERS, ERD の信号源推定に有効なことを過去に報告した [8]. この結果を受けて, 本報告では, 左右の手首屈伸運動時の EEG 計測データに対し, LCPW ビームフォーマを用いて  $\mu$  律動の ERS および ERD の信号源推定を行い, LCPW ビームフォーマが ERS/ERD の信号源推定に有用であることを示す.

## 2. 実験方法

### 2.1 被験者

本研究では, 右利き健康男性 6 名 (21~27 歳) が EEG および MRI 計測に参加した. なお, 本研究は京都大学大学院工学研究科研究倫理委員会の承認を得た後, 被験者から書面にて同意を得て実施した.

### 2.2 EEG 計測

画面中央には固視点を常に呈示し, 被験者は常にそれを固視した. 視覚刺激「N」が 3.0~4.0 s 間呈示した後, 視覚刺激「R」, 「L」, 「W」が 3.0 s 間呈示するのを繰り返した. なお, 視

覚刺激「R」, 「L」, 「W」は試行毎にランダムに表示した. 被験者は, 視覚刺激「N」呈示中は待機し, 視覚刺激「R」, 「L」, 「W」呈示中は右手首屈伸運動, 左手首屈伸運動, もしくは待機をする. これを 1 回の試行とした. 試行回数は, 被験者 1~3 については右手首屈伸運動, 左手首屈伸運動, もしくは待機をそれぞれ 50 回, 被験者 4~6 については 100 回とした.

EEG 計測には 128 チャンネルの生体アンプシステム (ActiveTwo system, BioSemi Inc., The Netherlands) を用いた. 電極配置は図 1 のとおりである. なお, 基準電極を左乳様突起に配置した. アナログのローパスフィルタ (< 200 Hz) 通過後のデータをサンプリング周波数 1024 Hz で取得した. また, 電極の座標はディジタイザ (Polhemus Fastrak digitizer, Polhemus Inc., USA) を用いて計測し, リードフィールドベクトルの計算に用いた.

### 2.3 MRI 計測

MRI 計測には, 東芝社製の Vantage (静磁場強度 1.5 T) を用いた. fMRI 計測は, 著者らの研究室で行った過去の実験 [9] に従った. 視覚刺激「右手の運動」, 「左手の運動」呈示時は右, 左手の手首屈伸運動を行い, 「右手の想像」, 「左手の想像」呈示時は右, 左手の手首屈伸運動のイメージを行い, 「停止\*停止」呈示時は開眼安静状態にした. これらの 5 種類の文字列を 21 s ずつ呈示し, これを 1 セッションとして計 5 セッション行った.

撮像シーケンスは T2\* 強調エコープラナーイメージング (EPI) であり, TR が 3000 ms, TE が 40 ms, Flip Angle が 90° である. ボクセルサイズは, 3.44 × 3.44 × 5.00 mm<sup>3</sup> で, 25 枚のサジタル面を 6 mm 間隔で撮像している. さらに, 1.20 × 0.625 × 0.625 mm<sup>3</sup> の解剖画像を T1 強調画像で撮像した.

## 3. 解析方法

### 3.1 MRI 画像

得られた MRI 画像は, SPM8 (<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm>) によって解析を行った. 「停止\*停止」の視覚刺激呈示時を基準としたときの「右手の運動」および「左手の運動」の視覚刺激呈示時の賦活部位を同定し, これより fMRI 賦活クラスタを同定した. 解剖画像は実頭部ボクセルモデルを作成するのに使用される. 実頭部ボクセルモデルは fMRI 賦活クラスタの同定のほか, リードフィールドベクトルを計算するのに用いられる. 実頭部ボクセルモデルは一辺が 2 mm の立方体のボクセルで構成され, 8 種類の組織 (灰白質, 白質, 脳脊髄液, 皮膚, 筋肉, 脂肪, 頭蓋骨, 眼球) に分類される [10]. この実頭部ボクセルモデルに対し境界要素法の一つであるボクセルデータ用高速多重極表面電荷法 [11] を用いることでリードフィールドベクトルを計算した.

計算対象とする全灰白質のボクセルの座標の集合を  $\Omega$ , 左もしくは右一次運動野に該当する fMRI 賦活クラスタに含まれる灰白質ボクセルの座標の集合をそれぞれ  $\Omega_1$ ,  $\Omega_2$  とした.  $\Omega$  は計算コスト削減のため, 特定の横断面より上側の全灰白質のボクセルの座標の集合とした (ただし,  $\Omega_1 \cup \Omega_2 \subset \Omega$ ). なお,  $\Omega_1 \cap \Omega_2 = \phi$  ( $\phi$ : 空集合) とする. 信号強度の推定を行う空間領域は, PW ビームフォーマの場合は  $\Omega$  または  $\Omega_1$ ,  $\Omega_2$ , LCPW

ビームフォーマの場合は  $\Omega_1$ ,  $\Omega_2$  とした.

### 3.2 EEG 前処理

計測 EEG データを 256 Hz にダウンサンプリングした後, 直流成分および商用電源ノイズの除去のため, ハイパスフィルタ (> 0.1 Hz) およびノッチフィルタ (60 Hz) で処理した. その後, 主成分分析および独立成分分析による瞬目成分自動同定・除去法 [12] を用いて瞬目アーティファクトを除去した. 最後に, 8~13 Hz 通過のバンドパスフィルタを適用した.

### 3.3 PW ビームフォーマ, LCPW ビームフォーマ

コントロール状態, タスク状態の共分散行列をそれぞれ  $C$ ,  $C'$  と置く.  $C$ ,  $C'$  は, 8~13 Hz のバンドパスフィルタ通過後の  $k$  試行の EEG 計測ベクトル  $\mathbf{v}_k(t)$  ( $N$  次元の縦ベクトル,  $N$ : ビームフォーマに用いる電極数) を用いて, 試行毎の共分散行列のアンサンブル平均で推定した.

$$C = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \langle \mathbf{v}_k(t) \mathbf{v}_k^T(t) \rangle_{t \in T_r} \quad (1)$$

$$C' = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \langle \mathbf{v}_k(t) \mathbf{v}_k^T(t) \rangle_{t \in T'_r} \quad (2)$$

ここで,  $K$  は試行数,  $T_r$  と  $T'_r$  はタスク状態およびコントロール状態の時間範囲を表す. 本研究においては, 運動開始直前の 3 s 間をコントロール状態, 運動開始直後の 3 s 間をタスク状態として共分散行列を計算した.

PW ビームフォーマによる位置  $\mathbf{r} = (x, y, z)^T$  の推定信号強度は, 次式のように表される [5], [7].

$$\hat{P}_d(\mathbf{r}, \hat{D}) = \text{tr} \left\{ \left[ \tilde{L}^T(\mathbf{r}) (\hat{D} + \epsilon \mathbf{I})^{-1} \tilde{L}(\mathbf{r}) \right]^{-1} \right\} \quad (3)$$

where

$$\hat{D} \in \{\hat{D}_p, \hat{D}_n\} \quad (4)$$

$$\tilde{L}(\mathbf{r}) = \begin{bmatrix} \frac{l_x(\mathbf{r})}{\|l_x(\mathbf{r})\|}, \frac{l_y(\mathbf{r})}{\|l_y(\mathbf{r})\|}, \frac{l_z(\mathbf{r})}{\|l_z(\mathbf{r})\|} \end{bmatrix} \quad (5)$$

ここで,  $\text{tr}\{\cdot\}$  はトレース,  $\|\cdot\|$  はユークリッドノルム, 上付き添え字の T は行列の転置,  $\mathbf{I}$  は単位行列,  $\epsilon$  は正則化パラメータ [5], ハット ( $\hat{\cdot}$ ) は推定量,  $l_x(\mathbf{r})$ ,  $l_y(\mathbf{r})$ ,  $l_z(\mathbf{r})$  はそれぞれ位置  $\mathbf{r}$  に存在する等価電流双極子の  $x$ ,  $y$ ,  $z$  方向成分に対応するリードフィールドベクトルである. また,  $\hat{D}_p$ ,  $\hat{D}_n$  はプリホワイトニング推定解と呼ばれ [13], 次式のように計算される [5], [7].

$$\hat{D}_p = (C')^{1/2} \hat{U}_S \hat{U}_S^T (\tilde{C} - \mathbf{I}) (C')^{1/2} \quad (6)$$

$$\hat{D}_n = C^{1/2} \hat{U}'_S (\hat{U}'_S)^T (\tilde{C}' - \mathbf{I}) C^{1/2} \quad (7)$$

ここで,  $\tilde{C} = (C')^{1/2} C (C')^{1/2}$ ,  $\tilde{C}' = C^{1/2} C' C^{1/2}$  であり,  $\hat{U}_S = [\hat{u}_1, \dots, \hat{u}_P]$  は  $\tilde{C}$  の  $P$  個の固有ベクトルから成る行列,  $\hat{U}'_S = [\hat{u}'_1, \dots, \hat{u}'_Q]$  は  $\tilde{C}'$  の  $Q$  個の固有ベクトルから成る行列である. ERS 信号源再構成時には式 (3) の  $\hat{D}$  に  $\hat{D}_p$ , ERD 信号源再構成時には  $\hat{D}_n$  を代入する. なお,  $P$ ,  $Q$  は, それぞれ  $\tilde{C}$ ,  $\tilde{C}'$  の固有値が 1 以上となる固有値の個数とした.

一方, LCPW ビームフォーマによる位置  $\mathbf{r} = (x, y, z)^T$  の推

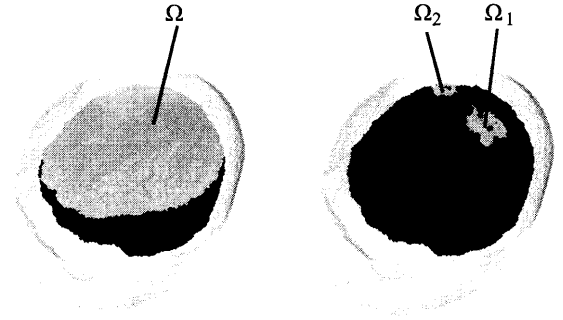


図 2 PW ビームフォーマ及び LCPW ビームフォーマを用いて信号源強度推定計算をした領域. (a)  $\Omega$ , (b)  $\Omega_1$  および  $\Omega_2$ .

定信号強度は, 次式のように表される [5], [7], [8].

$$\hat{P}_d(\mathbf{r}, \hat{D}) = \text{tr} \left\{ \mathbf{E}_d \left[ \left( \tilde{L}_d^{\text{LC}}(\mathbf{r}) \right)^T (\hat{D} + \epsilon \mathbf{I})^{-1} \tilde{L}_d^{\text{LC}}(\mathbf{r}) \right]^{-1} \mathbf{E}_d^T \right\} \quad (8)$$

where

$$\tilde{L}_d^{\text{LC}}(\mathbf{r}) = \begin{bmatrix} \frac{l_x(\mathbf{r})}{\|l_x(\mathbf{r})\|}, \frac{l_y(\mathbf{r})}{\|l_y(\mathbf{r})\|}, \frac{l_z(\mathbf{r})}{\|l_z(\mathbf{r})\|}, \\ \mathbf{x}_{(d,1)}, \dots, \mathbf{x}_{(d,D_d)} \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\mathbf{E}_d = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

ここで,  $d$  は fMRI 賦活クラスタを表すインデックス (1: 左一次運動野, 2: 右一次運動野),  $\mathbf{x}_{(d,j)}$  ( $j = 1, \dots, D_d$ ) は fMRI 賦活クラスタ  $d$  以外の fMRI 賦活クラスタの信号を代表する  $D_d$  個の規格化リードフィールドベクトルである.  $\mathbf{x}_{(d,j)}$  の作成方法および  $D_d$  の決定方法については著者らの過去の報告 [8] に従った. (詳細は付録に記述している.) PW ビームフォーマと同様, ERS 信号源再構成時には式 (8) の  $\hat{D}$  に  $\hat{D}_p$ , ERD 信号源再構成時には  $\hat{D}_n$  を代入する.

本研究の解析方法の有用性を検討するため, 次に示すとおり 4 種類の解析方法について比較を行った.

- (I)  $\Omega_1$ ,  $\Omega_2$  において LCPW ビームフォーマを適用
- (II) EEG 電極を全てを用いる他は I と同様
- (III)  $\Omega$  において PW ビームフォーマを適用
- (IV)  $\Omega_1$ ,  $\Omega_2$  において PW ビームフォーマを適用

解析 I, III, IV については, 眼球運動によるアーチファクトや視覚野近傍で計測される  $\alpha$  律動の影響を軽減するため, 前頭部および後頭部の電極を除いた, 運動野近傍の EEG 電極を用いて信号源推定を行った. 使用した電極については図 1 に示している. また, 本研究においては正則化パラメータは各個人毎について試行錯誤的に数値を定めた.

## 4. 結 果

著者らの過去の報告 [8] に従い作成した被験者 1 の頭部モデ

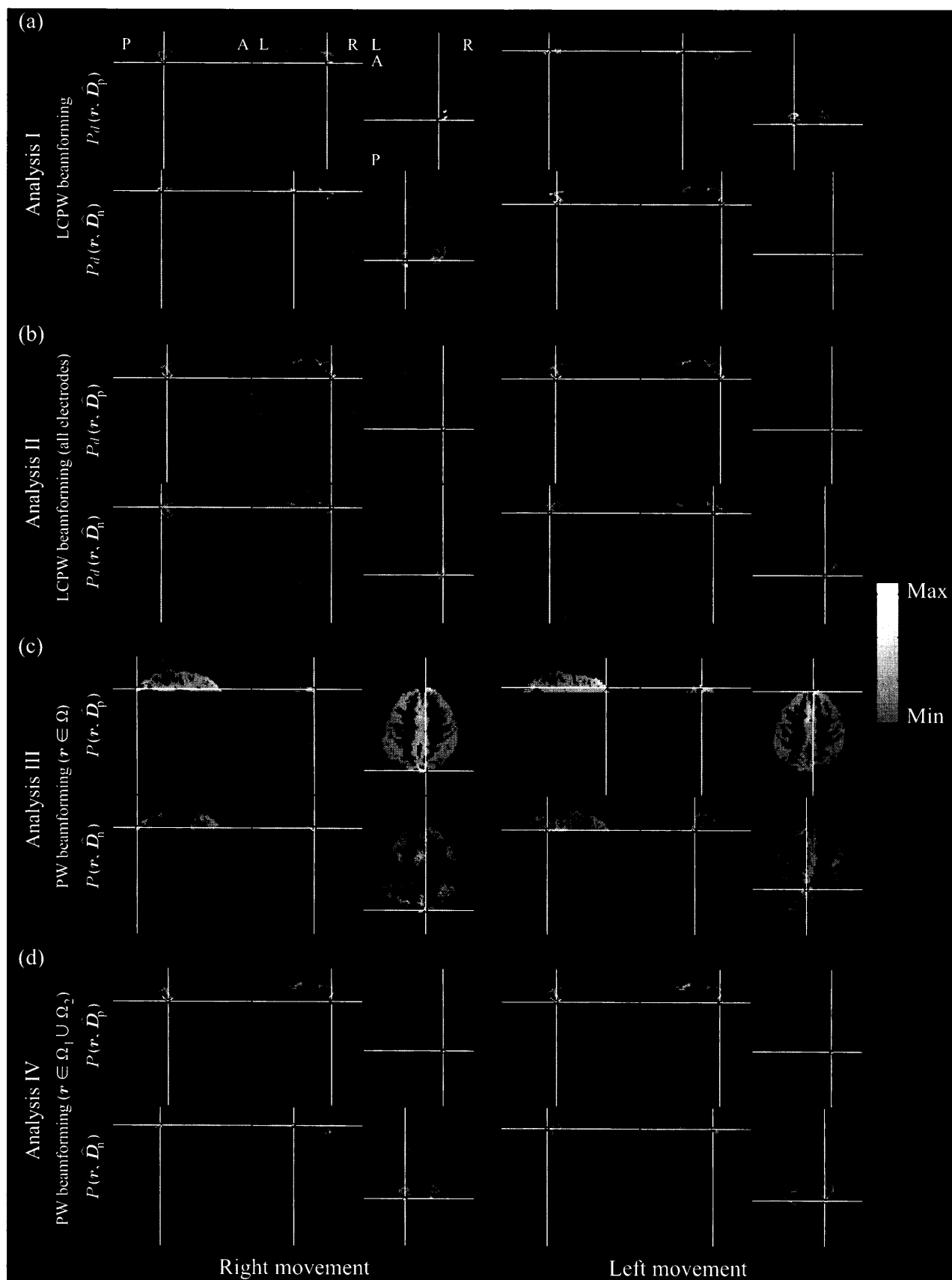


図3 被験者Iの信号源推定結果. (a) 解析 I, (b) 解析 II, (c) 解析 III, (d) 解析 IV. (a)~(d) について, 上段が増大信号 (ERS) に対してビームフォーマを適用した結果, 下段が減衰信号 (ERD) に対してビームフォーマを適用した結果を示している. なお, 推定信号強度のピーク位置を白の十字で示している.

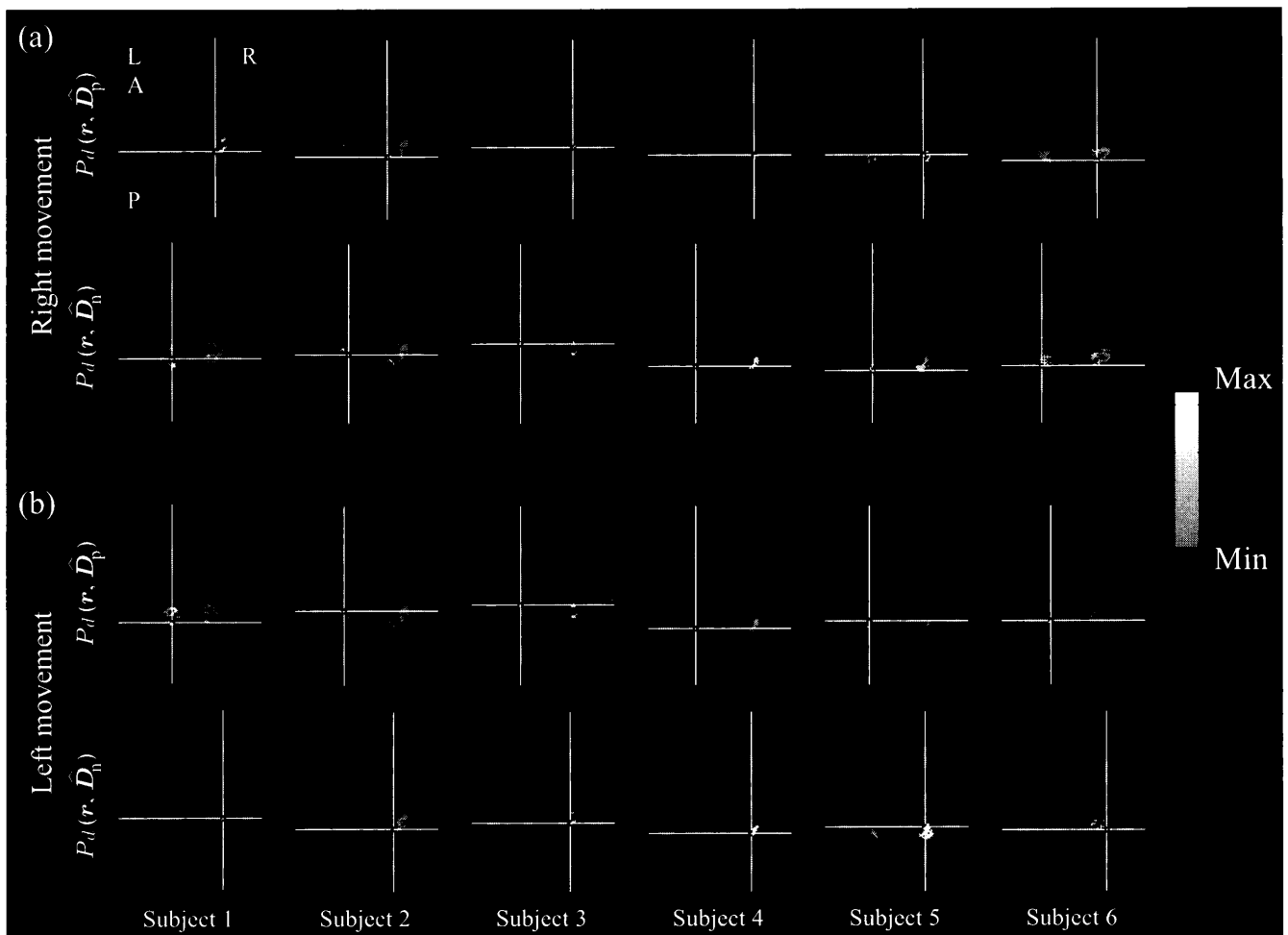


図4 全被験者の解析Iの結果。(a)右手運動時、(b)左手運動時。上段が増大信号(ERS)に対してビームフォーマを適用した結果、下段が減衰信号(ERD)に対してビームフォーマを適用した結果を示している。なお、推定信号強度のピーク位置を白の十字で示している。

ルにおける、PW ビームフォーマ及び LCPW ビームフォーマを用いて信号源強度推定計算をした領域 ( $\Omega$  および  $\Omega_1, \Omega_2$ ) を図2に示す。図2(b)に示しているとおり、被験者1についてfMRI計測により一次運動野での賦活が観測され、被験者5~6についても同様に一次運動野での賦活が観測された。

図3には、被験者Iにおける解析I~IVによる場合の信号源推定結果を示している。図3(a)の解析Iの結果について、 $P_d(r, \hat{D}_p)$ は運動した方と同側にピークがあり、 $P_d(r, \hat{D}_n)$ は対側にピークがあった。このことは、ERSおよびERDの信号源がそれぞれ同側および対側に推定されていることを意味する。この推定結果は、既存の報告[2]と整合していることから、適切に信号源が推定されたと言える。図3(b)の解析IIの結果について、ERSおよびERDの信号源が共に常に右側に推定されたことから、適切には信号源が推定されなかったと言える。図3(c)の解析IIIの結果について、一次運動野とは異なる部分で信号源が推定されたことから、適切には信号源が推定されなかったと言える。図3(d)の解析IVの結果について、一次運動野に信号強度のピークは検出されているが、ERSの信号源が常に右側に推定されたことから、適切には信号源が推定されなかったと言える。

図4には、解析Iを全被験者に対して行った結果を示している。全被験者について、ERSおよびERDがそれぞれ同側および対側に信号源推定され、適切に信号源が推定されたと言える。

## 5. 検 討

全電極を用いてLCPWビームフォーマを適用した場合、被験者1のように信号源推定に失敗する被験者がいた(図3(b))。一方、図1中の黒で示した電極を選択してLCPWビームフォーマを適用した場合、本研究で対象とした全被験者について適切に信号源が推定できた(図4)。これは、瞬目成分自動同定・除去法[12]で除去できなかった瞬目および眼球運動によるアーチファクト、視覚野から発生する $\alpha$ 律動の影響があることを示唆していることから、ビームフォーマに用いる電極を選定する必要があることも分かる。ただし、信号源の方向や深さにより、着目する脳部位の近傍の電極のみに電位変動を起こすとは限らないので、信号源推定に適した電極の選択方法については今後検討する必要がある。

PWビームフォーマを適用した場合、一次運動野とは異なる部分で信号強度のピークが検出され、適切には信号源が推定されなかったと言える(図3(c))。解析IVで行ったように仮に

fMRI 計測によって信号源の場所を特定できたとしても、必ずしも対側に推定信号強度のピークがあるとは限らないことが分かる (図 3(d)). 解析 I のように観測する脳部位以外の fMRI 賦活クラスタに存在する信号源の影響を抑制する線形制約条件を加えることにより、図 3 のとおり全被験者について同側に ERS, 対側に ERD の信号源が推定された。このことは、左右一次運動野の活動には相関があり、線形制約条件を付加することにより相関のある信号源の影響を抑制できたことを示唆している。

手首屈伸運動時には、一次運動野以外にも運動前野、補足運動野等で脳活動があると考えられるが [14], 本研究での fMRI 計測においては賦活が観測されなかった。そのため、fMRI 計測で補足できない他の脳部位を考慮した信号源推定法についても検討する必要がある。

## 6. むすび

fMRI 計測データにより同定した fMRI 賦活クラスタを線形制約条件の適用領域とする LCPW ビームフォーマを、左右手首屈伸運動時の EEG 計測データに適用し、 $\mu$  律動の ERS および ERD の信号源推定を行った。その結果、手首屈伸運動期間中は  $\mu$  律動の ERS および ERD がそれぞれ同側および対側に適切に推定された。この推定結果は、LCPW ビームフォーマが EEG 律動の信号源推定に適用可能なことを示している。

## 謝 辞

本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金特別研究員奨励費 (課題番号 21・5335) の補助によって行われた。

## 付 録

### $\mathbf{x}_{(d,j)}$ の作成方法及び $D_d$ の決定方法

$D$  個の fMRI 賦活クラスタがあったとし、 $d$  番目の fMRI 賦活クラスタの領域を  $\Omega_d$  ( $d = 1, \dots, D$ ) と定義する。次に、 $d$  番目の fMRI 賦活クラスタ以外の fMRI 賦活クラスタに含まれる干渉信号を抑制することを考える。 $d$  番目の fMRI 賦活クラスタ以外の fMRI 賦活クラスタの領域を  $\Omega_d^{\text{ext}} = \bigcup_{i=1, \dots, D; i \neq d} \Omega_i$  と定義し、その領域に含まれるボクセル総数を  $J_d$  と置く。また、その各々のボクセルの座標を  $\mathbf{r}_{(d,1)}, \dots, \mathbf{r}_{(d,J_d)}$  と置く。さらに、 $N \times 3J_d$  の行列  $\mathbf{L}_d^{\text{ext}}$  を次式のように定義する。

$$\mathbf{L}_d^{\text{ext}} = [\mathbf{L}(\mathbf{r}_{(d,1)}), \dots, \mathbf{L}(\mathbf{r}_{(d,J_d)})] \quad (\text{A.1})$$

ここで  $\mathbf{L}(\mathbf{r}) = [\mathbf{l}_x(\mathbf{r}), \mathbf{l}_y(\mathbf{r}), \mathbf{l}_z(\mathbf{r})]$  である。次に、 $\mathbf{L}_d^{\text{ext}}$  を特異値分解し、得られた特異値について大きなものから  $D_d$  個並べたものを対角成分に持つ対角行列を  $\Sigma_{(d,D_d)}$  として、次式を得る。

$$\mathbf{L}_d^{\text{ext}} \approx [\mathbf{x}_{(d,1)}, \dots, \mathbf{x}_{(d,D_d)}] \Sigma_{(d,D_d)} \begin{bmatrix} \mathbf{y}_{(d,1)}^T \\ \vdots \\ \mathbf{y}_{(d,D_d)}^T \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

ここで、 $\mathbf{x}_{(d,j)}$  は  $N \times 1$  の左特異ベクトル、 $\mathbf{y}_{(d,j)}$  は  $3J_d \times 1$  の右特異ベクトルである。他の研究 [15] に従い、 $D_d$  を次式の

ように設定した。

$$D_d = \arg \min_k \sum_{j=1}^k \sigma_{(d,j)}^2 \text{ sub to } \frac{\sum_{j=1}^k \sigma_{(d,j)}^2}{\sum_{j=1}^n \sigma_{(d,j)}^2} \geq \alpha_{\text{th}} \quad (\text{A.3})$$

ここで、 $\sigma_{(d,j)}$  は  $\mathbf{L}_d^{\text{ext}}$  の  $j$  番目の特異値を表す。なお、特異値は降順であるとする。 $\alpha_{\text{th}}$  は累積寄与率の閾値を設定するパラメータである。このパラメータにより、干渉信号の抑制量を調節することができる。本研究では、 $\alpha_{\text{th}} = 0.99$  とした。

## 文 献

- [1] G. Pfurtscheller and F.H.L. da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles," Clin. Neurophysiol., vol.110, no.11, pp.1842–1857, 1999.
- [2] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans," Neurosci. Lett., vol.239, no.2-3, pp.65–68, 1997.
- [3] C.A. Porro, M.P. Francescato, V. Cettolo, M.E. Diamond, P. Baraldi, C. Zuiani, M. Bazzocchi, and P.E. di Prampero, "Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: A functional magnetic resonance imaging study," J. Neurosci., vol.16, no.23, pp.7688–7698, 1996.
- [4] 小林 哲生, 高次脳機能の画像研究の基礎と応用. 呉, 津本編, 神経医学 - 脳神経科学・工学・情報科学の融合 -, pp.157–210, オーム社, 2009.
- [5] K. Sekihara and S.S. Nagarajan, Adaptive Spatial Filters for Electromagnetic Brain Imaging, Springer, 2008.
- [6] K. Sekihara, K.E. Hild, and S.S. Nagarajan, "A novel adaptive beamformer for MEG source reconstruction effective when large background brain activities exist," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.53, no.9, pp.1755–1764, 2006.
- [7] K. Sekihara, K.E. Hild, S.S. Dalal, and S.S. Nagarajan, "Performance of prewhitening beamforming in MEG dual experimental conditions," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.55, no.3, pp.1112–1121, 2008.
- [8] T. Sasayama, S. Hamada, and T. Kobayashi, "Application of linearly-constrained prewhitening beamformer to reconstruction of highly correlated EEG signal sources," Proc. IEEE/ICME Int. Conf. Complex Medical Engineering 2011, pp.593–598, 2011.
- [9] T. Iida, T. Sasayama, T. Oida, T. Ino, and T. Kobayashi, "Brain activation during execution and imagery of simple wrist-bending movement: An fMRI study," Proc. Int. Conf. Complex Medical Engineering 2008, pp.41–44, 2008.
- [10] T. Sasayama, T. Iida, T. Oida, S. Hamada, and T. Kobayashi, "Construction of human head voxel models from MR images for EEG analysis based on EM algorithm," Proc. IEEE/ICME Int. Conf. Complex Medical Engineering 2010, pp.100–105, 2010.
- [11] 濱田 昌司, 小林 哲生, "ボクセルデータ用高速多重極表面電荷法による低周波磁界誘導電界計算," 電気学会論文誌 A, vol.126, no.5, pp.355–362, 2006.
- [12] Y. Okada, J. Jung, and T. Kobayashi, "An automatic identification and removal method for eye-blink artifacts in event-related magnetoencephalographic measurements," Physiol. Meas., vol.28, no.12, pp.1523–1532, 2007.
- [13] 関原 謙介, "アダプティブビームフォーマを用いた信号源の再構成," 日本生体磁気学会論文誌, vol.17, no.2, pp.1–24, 2004.
- [14] 松波 謙一, 内藤 栄一, 最新 運動と脳 改訂版—体を動かす脳のメカニズム (ライブラリ脳の世紀:心のメカニズムを探る), サイエンス社, 2010.
- [15] S.S. Dalal, K. Sekihara, and S.S. Nagarajan, "Modified beamformers for coherent source region suppression," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.53, no.7, pp.1357–1363, 2006.