

# 過去の情報を用いた脳内信号源の追跡

## Cortical Dipole Source Tracing using Past Source Information

川井 貴文\*  
Takafumi Kawai

堀 潤一\*  
Junichi Hori

### 1. はじめに

脳情報処理機能の詳細な解明やてんかん等の病巣位置の特定など、脳内の電氣的活動を把握する方法が望まれている。脳波計、MEG、fMRI等の画像計測装置の中で、脳波計は、安価、非侵襲、設置環境の制限が少ない、自然に近い環境で計測できるという点で優れている。しかし、脳波計で取得した頭皮表面の電位分布は、電極数が限られる上、頭蓋骨の低電導性の影響により、空間分解能が悪い。この問題点を解決する手段として、頭皮電位から脳内信号源を推定する手法がある。

主な推定方法として、直接推定法<sup>[1]</sup>とダイポールイメージングによる推定法<sup>[2]</sup>がある。直接推定法とは、脳内に信号源を設置し、その信号源から作られる頭皮電位と計測された頭皮電位との誤差が最小となるように、信号源を探索する方法である。もう一方のダイポールイメージングとは、頭皮電位に空間逆フィルタを作用させ、脳内の仮想表面(ダイポール層)上における信号強度分布を求める方法である。この方法を用いて、半径の異なる複数のダイポール層信号強度分布を3次元的に求めることにより、信号源を推定できる。

本研究では、脳内信号源推定法の高精度化を目的として、独立成分分析、ダイポールイメージング、直接推定法を組み合わせた「過去の情報を用いた脳内信号源追跡法」を提案する。頭部モデルを使用したシミュレーションより、信号源追跡を行い、精度を評価した。

### 2. 方法

#### 2.1 頭部モデル

本研究で使用した頭部モデルを図1に示す。このモデルは、脳、頭蓋骨、頭皮で構成されており、異なる導電率、半径を持った3層の同心球モデルである。点線で示された球は、脳内に仮想的に設置した等価ダイポール層を表す。

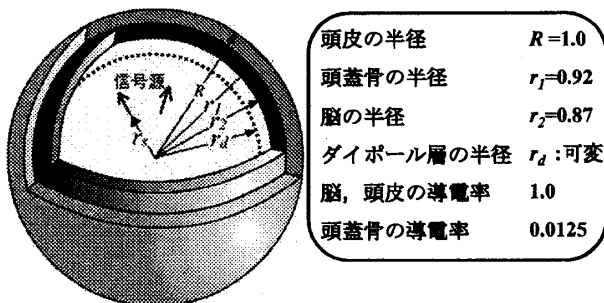


図1 頭部モデル

#### 2.2 信号源追跡

図2に信号源追跡の流れを示す。過去の情報を用いた脳内信号源の追跡法は、主に直接推定法に基づいている。信号源から計算される頭皮電位と計測された頭皮電位との電位誤差が最小となるように信号源を探索する。しかし、結果として得られる電位誤差の収束点は、探索を開始する信号源の初期値に依存するため、最小点ではなく極小点となる可能性がある。そこで、本研究では直前の時刻に求めた信号源情報を初期値に利用することで、電位誤差の最小点を求めた。脳波の時間分解能は高くとれるため、直前の時刻から信号源は著しく変化しないと考えられる。

また、信号源の追跡を開始する時刻では、ダイポールイメージングにより求めた信号源を初期値とした。

#### 2.3 信号分離

脳内に信号源が複数存在し、かつそれらの作る頭皮電位が重なり合っている場合、信号源の推定は困難になる。そこで、本研究では独立成分分析(ICA)を使用して各々1つの信号源が生成する頭皮電位に分離した。独立成分分析とは、原信号の統計的独立性に基づいて観測信号から独立な信号を抽出する分析法である。アルゴリズムにはFastICAを使用した。また、信号の分離精度を上げるため、区間長を100ms、シフト長を50msに設定して独立成分分析を行った。

### 3. シミュレーション

#### 3.1 条件

構築した信号源追跡法を検証するため、シミュレーションを行った。頭皮電極数は128、サンプリング周波数は1kHzとした。位置、強度が時間変化する2個の信号源を設置し、長さ500msの脳波を作成した。背景雑音にはガウシアン白色雑音を加えた。

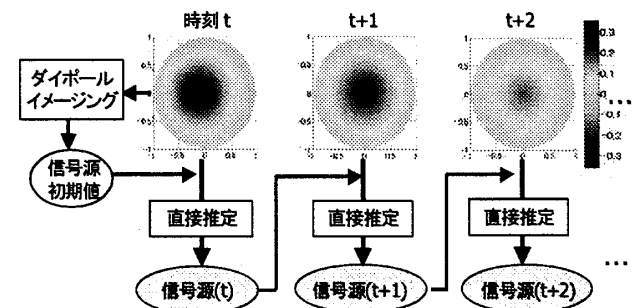


図2 信号源追跡の流れ

\* 新潟大学大学院 自然科学研究科

### 3.2 評価方法

信号源は、位置とモーメント(強度, 方向を表す)から構成される。信号源追跡精度の評価には、位置誤差  $e_l$ , 振幅誤差  $e_a$ , 方向誤差  $e_o$  を使用し、それぞれ以下の式により算出した。

$$e_l = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{(r_{xi} - r'_{xi})^2 + (r_{yi} - r'_{yi})^2 + (r_{zi} - r'_{zi})^2} \quad (1)$$

$$e_a = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |s_i - s'_i| \quad (2)$$

$$e_o = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{\left(\frac{m_{xi}}{s_i} - \frac{m'_{xi}}{s'_i}\right)^2 + \left(\frac{m_{yi}}{s_i} - \frac{m'_{yi}}{s'_i}\right)^2 + \left(\frac{m_{zi}}{s_i} - \frac{m'_{zi}}{s'_i}\right)^2} \quad (3)$$

ただし、 $N$  は信号源の個数、 $r_x, r_y, r_z$  は真の信号源の位置、 $r'_x, r'_y, r'_z$  は推定信号源の位置、 $m_x, m_y, m_z$  は真の信号源のモーメント、 $m'_x, m'_y, m'_z$  は推定信号源のモーメントである。また、 $s$  は真の信号源の振幅、 $s'$  は推定信号源の振幅で、それぞれ以下の式で表される。

$$s_i = \sqrt{m_{xi}^2 + m_{yi}^2 + m_{zi}^2} \quad (4)$$

$$s'_i = \sqrt{m'_{xi}^2 + m'_{yi}^2 + m'_{zi}^2} \quad (5)$$

### 4. 結果と考察

今回提案した追跡法による誤差の平均値と、過去の信号源情報を使用せず一定の初期値から信号源を推定した場合の誤差の平均値を図3に示す。過去の情報を使用することによって、信号源推定の精度が向上した。次に、各時刻での信号源の追跡結果(位置誤差, 振幅誤差, 方向誤差)を図4, 5, 6に示す。位置誤差, 振幅誤差については高い精度が得られたが、方向誤差については突出して誤差が大きくなる箇所が見られた。低電位の頭皮電位から信号源推定を行う際、元の電位が低い為、電位誤差の極小点が多く存在すると考えられる。そのため、電位誤差の最小点が見つけにくくなり、極小点に収束したことが要因と考えられる。今後、振幅の小さい脳波でも信号源追跡できるような方法を検討する必要がある。

### 5. まとめ

過去の情報を用いた脳内信号源の追跡法を構築した。シミュレーションを行った結果、脳波の振幅が小さいときを除いて、高い精度で信号源を追跡することができた。

### 文献

- [1] 岡本良夫, 本間生夫, “脳波とその逆問題解析”, 電気学会論文誌C, vol.122, no.9, pp.1417-1425, 2002.
- [2] 青木直智, 堀潤一, “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法の検討”, 信学技報, vol.107, no.248, pp.35-38, 2007.

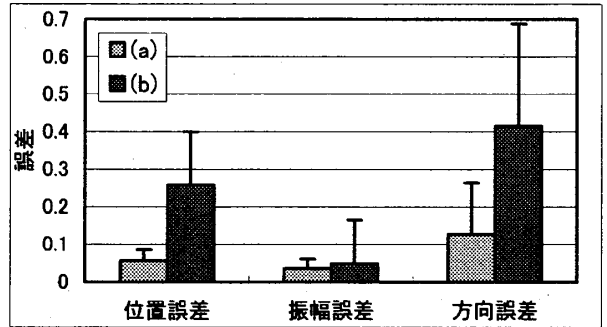


図3 信号源追跡誤差の平均値  
(a)提案法 (b)直接推定法

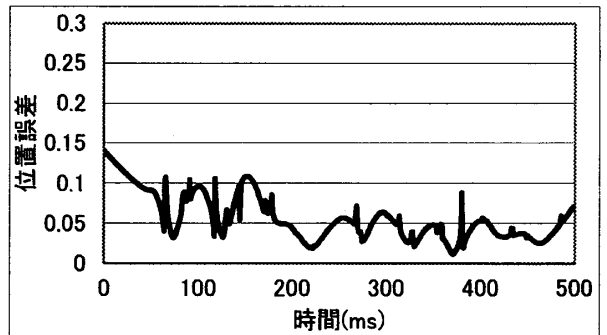


図4 信号源位置誤差

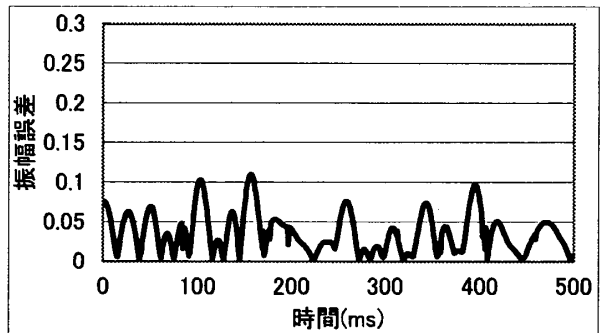


図5 信号源振幅誤差

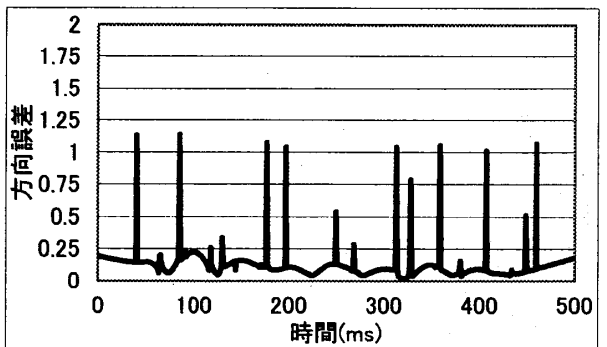


図6 信号源方向誤差