展望・解説

脳機能解析システム*

谷川哲司**, 喜友名朝春**, 上條憲一**, 山崎敏正**

Dipole Localization System for the Brain

Tetsuji TANIGAWA, Tomoharu KIYUNA, Kenichi KAMIJO
and Toshimasa YAMAZAKI

1. はじめに

近年, Decade of Brain (「脳の10年」) の追い風を受け, 脳研究の勢いが加速している。特に, 脳活動を非侵襲で計測する手法(MRI, CT, PET, 多点脳波センサ, SQUID など) の発達は目覚ましく, 脳の神秘が着実に解き明かされつつある。これらの中で特に注目されているのが, 本稿で述べる脳内等価電流双極子推定法である。この方法では, 脳波センサ・SQUID によって計測される多チャンネル脳波(EEG)あるいは脳磁場(MEG)データを利用し, 脳内の活動部位の位置を推定する。この手法は, 活動部位を時空間的に高精度に推定可能なことが特徴であり, 各方面の研究者から早期の実用マシンの開発が待たれている。

脳内等価電流双極子推定法では脳内に仮想の電流双極子を仮定し, これが作る電磁場と実際に計測された電磁場の誤差が最小になるように, 仮想の電流双極子の位置・モーメントを最適化する。しかしながら, この最適化計算には, 多くの繰り返し計算が含まれ, 高速のワークステーションを用いても膨大な計算時間が必要である。このため, ニューラルネットワークを用いた高速なアルゴリズムが提案されていたが¹⁾, 推定精度という面では数値的最適化手法に一步ずつ遅れていた。

今回これらの問題点を解決するため, 新しい最適化アルゴリズムを採用した脳機能解析システムを開発した(図1)。このシステムは, 脳内等価電流双極子推定システムと活動部位表示システム

から構成される²⁾。脳内等価電流双極子推定システムではニューラルネットワークと数値的最適化手法を統合することにより(以下統合手法と呼ぶ), 非常に高速な推定を実現している。さらに, 活動部位表示システムでは, 多数のMRI画像から頭部3次元グラフィックスを作成し, このグラフィックス上に脳の活動部位を可視化した。これらのシステムはネットワークで相互に結合されており, 双方向のデータの通信が可能である。

2. 脳内等価電流双極子推定システム

今回開発した脳機能解析システムの構成図を図2に示す。脳内等価電流双極子推定システム(以下双極子推定システムと呼ぶ)は, NEC製WS(EWS4800/350, 95Mips, Memory 128MB)上で開発した。

双極子推定システムはGP-IBインターフェースを用いてNEC三栄製のシグナルプロセッサ(DP1100)と接続することにより, 脳波データを自動的に取り込むことが可能である。また, Ethernetを介して活動部位表示システムと結合

図1 脳機能解析システム

*原稿受付 1994年8月1日

**NEC 情報メディア研究所

図2 脳機能解析システムの構成図

しており、推定した双極子を3次元グラフィックス上に表示し解析可能である。

2.1 頭部のモデル化

双極子推定システムでは、脳波データもしくは脳磁場データを用いて解析を行う。脳波データの場合は頭部モデルとして、3層（頭皮、頭蓋骨、脳）もしくは4層（頭皮、頭蓋骨、髄液、脳）の球モデルを採用している。図3に頭部モデルの例を示す。脳磁場データの場合はビオサバールの法則に基づいて磁場分布を計算する。すなわち、位置 x' に生じた電流 $j_i(x')$ によって位置 x で観測される磁場は、

$$B(x) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V j_i(x') \times \nabla' \left(\frac{1}{|x - x'|} \right) d^3x' \quad (1)$$

で与える。ここで、 μ_0 は真空の透磁率であり、帰還電流の影響は無視している。

2.2 双極子推定アルゴリズム

脳内電流双極推定の最も一般的なアルゴリズムは、数値的最適化手法であり、精度よく脳内等価電流双極子を推定する優れた手法といえる。しかしながら、計算時間という観点からは、

1. 正確な値に収束させるためには、膨大な繰り返し演算が必要

図3 頭部モデルの例（4層）

返し演算が必要

2. ローカルミニマムに陥ることを防ぐためには、多くの初期値で試すことが必要

という問題点があり、実用上の妨げとなっていた。筆者らは、脳電図・脳磁図から脳内等価電流双極子を極

めて高速に推定する方法として、ニューラルネットワーク (NN) が有効であることを示してきており^{4)~7)}、NN がこの初期値の決定手段として最適であると考ええる。

今回我々が提案する双極子推定手法は、まずニューラルネットワークで双極子の位置・モーメントを推定し、つぎにこの値を初期値として、数値的最適化手法でより正確な双極子の位置・モーメントを決定するものである。このアルゴリズムを図4に示す。

2.2.1 ニューラルネットワーク

今回開発したシステムには4層の階層型ニューラルネットワーク (NN) を使用した。ニューラルネットワークの代表的な諸定数を表1に示す。

ニューラルネットワークの学習には、シミュレーションにより作成したデータを使用する。すなわち、脳内に電流双極子を仮定し、頭皮上の電位もしくは頭部周辺の磁場分布を計算する。このう

図4 本手法のアルゴリズム

表1 NN の諸定数

ネットワークの分類	階層型ネットワーク
入力層ノード数	測定点と同数
中間層(1)ノード数	50
中間層(2)ノード数	25
出力層ノード数	6
学習方式	誤差逆伝播 確率的降下法
学習データ数	5000個
学習回数	5000回

ち、ニューラルネットワークの入力信号として電位／磁場分布を、教師信号として電流双極子の位置・モーメント情報を与え、これらの組を学習させる。

活動源の推定時にはニューラルネットワークは、脳波／脳磁場の測定データを入力とし、双極子の位置・モーメントを出力とする。1双極子あたりの推定時間は7msとなっている。

2.2.2 数値的最適化手法

脳内活動源推定に利用される数値的最適化手法としては、シンプレックス法・マルカート法などが用いられている⁹⁾。今回開発したシステムでは、脳波の場合はシンプレックス法を、また脳磁場の場合は微分演算が容易なためマルカート法で最適化を行っている。

2.3 各手法の比較実験

今回提案した統合手法の性能を評価するため、脳磁場の実データ、シミュレーションデータを用いて、推定速度・推定精度の比較を行った。結果を表2、表3に示す。

推定速度の比較実験では、マルカート法の場合ローカルミニマムに陥ることを防ぐため初期値を100個用意し、最適化を行っている。統合手法の場合は初期値を複数準備する必要がなく、この影響が60～180倍という速度差に明確に現われている。

また、推定精度の実験ではニューラルネットワーク単体の場合に比べ、統合手法で収束率が大幅に向上しており、これは、数値的最適化手法でダイポールの初期値を多数用意したものと同等の精度となっている。

3. 活動部位表示システム

推定した等価電流双極子をわかりやすく表示す

表2 数値的最適化手法・NN・統合手法による双極子推定時間の比較 (MEG)

計算手法	計算時間	速度比
マルカート法	3分	1.0
NN	0.007秒	2.5×10^4
統合手法	1～3秒	60～180

表3 NN・統合手法による双極子推定精度の比較 (MEG)

計算手法	解から5mm以内への収束率	解から10mm以内への収束率
NN	75%	95%
統合手法	100%	100%

るために、活動部位表示システム(図6)を開発した。本システムでは、頭部MRIスライス画像から構成要素の輪郭線を抽出し、これらを積み重ねることにより頭部の3次元形状を再構成している。また、活動部位の位置・大きさ等は3次元的な矢印で表現している。頭部モデルの切断面には、テクスチャマッピング技術を用いて、MRI画像を表示している。

3.1 MRI画像データ

頭部の3次元構造の再構成には、5mm間隔で撮影したMRIスライス画像を使用した。各層の形状を正確に抽出するために、同一部位を3種類のコントラスト法(T_1 強調・ T_2 強調・プロトン密度強調)で撮像した。なお、撮像には、シーメンス社製のMRI装置(2テスラ)を用いた。それぞれのコントラスト法での画像を図5に、各構成物が示す輝度を表4に示す^{9),10)}。

3.2 頭部形状構成アルゴリズム

MRI画像からの頭部3次元構造を再構成するアルゴリズムを図7に示す。エッジ抽出工程では各スライス画像から頭皮・頭蓋骨・髄液・脳の輪郭を抽出し、輪郭線を72本の線分で近似している。これらの輪郭線は各構成要素につき32本得られる。これらを積み重ね、さらにスムーズシェーディング処理を行うことにより、図8に示す頭部形状がえられる。

3.3 活動部位表示システムの機能

活動部位表示システムでは以下の機能を実現している。

- ・活動部位の可視化表示
- ・頭部の水平・垂直断面表示

図5 3次元頭部構造の構成に使用した MRI 画像

図6 活動部位表示システム

図8 MRI 画像から再構成された頭部形状

表 4 各コントラスト法で撮影した場合の各構成要素の輝度

構成物	T ₁ 強調	T ₂ 強調	プロトン密度
頭 皮	高輝度	高輝度	高輝度
頭蓋骨	低輝度	低輝度	低輝度
髄 液	低輝度	高輝度	高輝度
新皮質	中輝度	高輝度	高輝度
旧皮質	高輝度	中輝度	高輝度

図7 頭部形状構成アルゴリズム

- ・MRI 画像テクスチャマッピング
- ・構成要素の透明化・半透明化
- ・頭部の回転・拡大・縮小

3.3.1 活動部位の可視化表示

活動部位（等価電流双極子）は、3次元の矢印で表現している（図9）。矢印の根もとの位置が電流双極子の位置を、矢印の方向・長さがモーメント（電流の向きと大きさ）を表わす。また時間経過に伴う電流双極子の移動経路は、軌跡として表わしている。実際に等価電流双極子を推定している例を図10に示す。

3.3.2 MRI 画像テクスチャマッピング

本システムでは、簡単なマウス操作により、頭部の水平・垂直方向の断面を見ることが可能である。水平方向の解像度は5mm、垂直方向の解像度は5°となっている。また、水平断面には、MRI画像をテクスチャマッピング可能であり（図11）、活動部位を表わす矢印と重ね合わせることで病気の診断等に威力を発揮する。

図9 矢印による活動部位表示

図10 等価電流双極子の推定例

図11 MRI 画像のテクスチャマッピング

4. おわりに

脳波データもしくは脳磁場データから、脳内の等価電流双極子の位置・モーメントを推定するシ

ステムを開発した。逆問題を高速に解くために、ニューラルネットワークと数値的最適手法を統合した新技術を採用し、その効果を確認した。また、MRI 画像から各構成要素の輪郭を抽出し、頭部3次元形状を表示するシステムを開発し、その中で推定した活動部位の可視化を行った。このシステムを用いれば、てんかんの診断・ストレス計測が容易になると考える。

本研究を行うにあたり、脳磁場に関しご指導いただいた九州大学工学部の上野照剛教授、頭部MRI 画像の撮影を快く引き受けていただいた鳥取大学医学部の山根武史氏、MRI 画像のデータ交換等に御協力いただいた NEC・医療システム部の並川寛和氏、ならびに活動部位表示システムの構築に協力いただいた、NEC 情報メディア研究所の高木陽子氏に感謝します。

参考文献

- 1) Abeyrathe, U. R., Kinouchi, Y., Oki, H., Okada, J., Shichijo, F. and Matsumoto K.,: Artificial Neural Networks for Source Localization in the Human Brain, Brain Topography, Vol. 4 No. 1 (1991) 3-21.
- 2) 谷川哲司, 喜友名朝春, 上條憲一, 飯島智徳, 山崎敏正: 脳内等価電流双極子推定システムの開発, MBE93-133 (1993) 1-8.
- 3) 飯島智徳, 阿部博史, 谷川哲司: 最適化手法による脳内電流双極子推定, MBE93-6 (1993), 41-48.
- 4) 喜友名朝春, 谷川哲司, 上條憲一: 脳内に置ける複数信号源の位置推定——ニューラルネットワークによるアプローチ——, 第7回生体・生理工学シンポジウム (BPES'92) (1992) 415-418.
- 5) 喜友名朝春, 谷川哲司, 上條憲一, 上野照剛: ニューラルネットワークを用いた脳磁場電源推定——実測データによる有効性の検証——, 第8回生体・生理工学シンポジウム (1993) 227-232.
- 6) 喜友名朝春, 谷川哲司, 上條憲一: ニューラルネットワークを用いた脳内電流双極子追跡, 第7回日本生体磁気学大会論文集 (1992) 194-197.
- 7) 北島伸克, 上條憲一: 脳内ダイポール個数推定のためのLVQの学習について, 情報処理学会第47回全国大会, Vol. 2 (1993) 227-228.
- 8) 日本磁気共鳴医学会(編): NMR 医学——基礎と臨床—— (1991) 53-56, 丸善株式会社.
- 9) 小嶋 馨, 大友 邦: 緩和時間の意味—— T_1 , T_2 とはどのようなものか——, 画像診断別冊, 10 (1992) 29-35.

(a) 活動部位表示システム

(b) 等価電流双極子の推定例

(c) MRI 画像のテクスチャマッピング

口絵 3 等価電流双極子の推定部位と 3 次元像の合成

(NEC情報メディア研究所 谷川哲司, 喜友名朝春, 上條憲一, 山崎敏正)
(本文219頁参照)