3次元磁界計測による空間的に分布した脳内電源推定

Distributed Source Estimation Using 3-D Measurements of Magnetoencephalogram

岩木 直・上野照剛

東京大学医学部医用電子研究施設, 東京都文京区本郷 7-3-1 (〒113)

S. Iwaki and S. Ueno

Institute of Medical Electronics, Faculty of Medicine, University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113

In neuromagnetism research, it is important to accurately estimate internal electrical sources in the human brain from the spatial and temporal distributions of magnetoencephalogram (MEG) measurements on the surface of the head. In this study, we compared the performance of distributed internal source estimation in the human brain under two different MEG measurement conditions: (a) measurements of only the normal components of the external magnetic fields and (b) three-dimensional vector measurements of the external magnetic fields. We applied the sub-optimal least-squares subspace scanning source estimation technique to both measurement conditions. The results indicated that the accuracy of the distributed source estimation could be improved by using three-dimensional vector magnetic field measurements.

Key words: vector measurements, magnetoencephalogram, inverse problem, distributed source estimation, sub-optimal least-squares subspace scanning

1. はじめに

SQUID システムを用いて数 fT オーダの磁界の測定が可能になって以来¹⁾, 脳内神経の活動に伴い発生する脳磁界の計測を用いた脳機能の研究が盛んに行われており, 頭表面における磁界分布 (magnetoencephalogram: MEG) から, 関連する脳内の電源分布を推定する, いわゆる生体磁気的逆問題の高精度化が重要な課題となっている^{2)~4)}. 一方, 従来の脳磁界計測・解析では, 頭部モデルとして均一な導体球を用いる場合には分布電流の影響を受けず定式化の容易な^{5), 6)}, 頭表面に垂直な磁界成分 (法線方向磁界成分) を対象とすることが多かった.

これに対して, 法線方向磁界成分だけでなく, これに直交する他の2成分 (接線方向磁界成分) を併せて用いるとにより, 近接した複数の電源の弁別が有利となることが示されている⁷⁾. 実際に頭表面における脳磁界の3方向成分を計測 (3次元磁界計測) 可能な SQUID システムが実用化されつつある⁸⁾. この場合, 接線方向磁界成分は分布電流の影響を大きく受けるため, 電源推定の際にはその影響を無視することはできないことが知られている⁹⁾.

本稿で筆者らは, 特に高次脳機能解明の際に重要な, 空間的に広い領域に分布した脳内電源の推定に着目し¹⁰⁾, 従来から用いられている頭表面での磁界の法線方向成分のみの測定では十分な精度が得られないこのような電源について, 法線方向磁界成分だけでなく, これと直交する接線方向の2成分を含めた3次元磁界測定による電源推定精度の向上の効果について, コ

ンピュータ・シミュレーションを用いて検討した. さらに, 3次元磁界測定において, 各方向成分間に SNR (Signal-to-Noise Ratio) の不均一性が存在する場合に, このノイズの不均一性が電源推定精度に与える影響について検討した.

2. 逆問題解析手法

脳内の電氣的活動に対応する電流源 $\mathbf{J}^p(\mathbf{r})$ と頭表面で計測される磁界との関係を記述する生体磁気的順問題は以下のように表される.

$$b_i = \int_v L_i \cdot \mathbf{J}^p(\mathbf{r}) d\mathbf{v} \quad (1)$$

ここで, L_i は Lead Field 行列, b_i は磁界センサ i で測定される測定値である. 本論文のシミュレーションでは, 頭部モデルとして均一な導体球を用いるが, 法線方向磁界成分のみならず接線方向磁界成分を電源推定の際のデータとして用いるため, 分布電流の影響を考慮した Lead Field 行列を使用する.

ここでは, 電源推定アルゴリズムとして Sub-optimal Least-squares Subspace Scanning (以下 Subspace Scanning) 法¹¹⁾を用いる. 以下にその概要を示す.

1) 脳内電源走査グリッドの設定

頭部モデル内に電源の走査を行うグリッドを設定すると, 式 (1) は次のように離散化できる.

$$\begin{bmatrix} B_1 \\ \vdots \\ B_m \end{bmatrix} = [\mathbf{G}_1 \cdots \mathbf{G}_p] \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{Q}_p \end{bmatrix} \quad (2)$$

ここで, $\mathbf{Q}_j$ は各グリッド上の局所的な電流分布に対応する電流双極子, B_i はセンサ i における磁界の測定値, $\mathbf{G}_j$ はそれらに関係づけるゲイン行列である.

2) 測定データの信号・ノイズ空間分離

m 個の測定点における n 個の時系列データからなる $m \times n$ 測定値行列 $\mathbf{F}_{\text{meas}}$ の自己相関行列 $\mathbf{R}_F$ を固有値分解を行い, 固有値の大きさから信号空間とノイズ空間を分離する.

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_F &= (\mathbf{F}_{\text{meas}} \mathbf{F}_{\text{meas}}^T) / n = \Phi \Lambda \Phi^T \\ &= [\Phi_s \Phi_n] \begin{bmatrix} \Lambda_s \\ \Lambda_n \end{bmatrix} [\Phi_s \Phi_n]^T \end{aligned} \quad (3)$$

3) 頭部モデル内のグリッド上でコスト関数の評価

頭部モデル内の設定した走査グリッド上でコスト関数

$$J_h(i) = \lambda_{\min} \{ \mathbf{U}_{G_i}^T \Phi_n \Phi_n^T \mathbf{U}_{G_i} \} \quad (4)$$

を計算する. ここで, $\mathbf{U}_{G_i}$ はゲイン行列 $\mathbf{G}_i$ の左主固有ベクト

ル, $\lambda_{\min}\{\cdot\}$ は行列 $\{\cdot\}$ の最小の固有値である. このコスト関数 J_h は正確な電源位置で 0 となり¹²⁾, $1/J_h$ を電源存在の基準として用いることができる.

3. シミュレーションによる電源推定精度の評価

3.1 法線方向磁界成分のみの計測による電源推定と 3 次元計測による電源推定結果の比較

まず, 法線方向磁界成分のみを用いた場合と, 法線方向磁界成分と併せて接線方向の 2 成分を用いた場合とで空間的に分布した電源の推定精度の比較を行った.

このシミュレーションでは電源分布として, $x=0$ の x - z 平面内の $(x, y, z)=(0.0, 0.0, 0.3 R)$ (R : 頭部球モデルの半径) を中心とする長半径 $0.1 R$, 短半径 $0.03 R$ の楕円領域内に均一に分布した 214 個の電流双極子を考えた. この電源により生じた磁界を, 以下の条件で計測すると仮定した.

(a) 頭部モデルとして用いる均一導体球の上半球をほぼ均一に覆う 160 点 (球の中心からの距離 $1.0 R$, センサ間の距離約 $0.2 R$) で法線方向磁界成分のみを計測 (160 ch),

(b) 頭部モデルとして用いる均一導体球の上半球をほぼ均一に覆う 56 点 (球の中心からの距離 $1.0 R$, センサ間の距離約 $0.4 R$) で磁界の (r, θ, ϕ) 3 方向成分を計測 (162 ch).

いずれの場合も SNR12.0 dB の白色ノイズを印可した. また, 電源の走査を行う頭部モデル内のグリッドは, 領域 $-0.2 R < x < 0.2 R$, $-0.2 R < y < 0.2 R$, $0.5 R < z < 0.9 R$ に間隔 $0.02 R$ で設定した (Fig. 1).

それぞれの測定条件に対する電源推定結果を Fig. 2 に示す. 仮定した電源分布の中心が $z=0.73 R$ にあるのに対して, 法線方向磁界成分のみの測定を用いた電源推定では推定された電源分布の中心が $z=0.68 R$ 程度と実際よりも深部に推定されている. これに対して, 磁界の 3 方向成分の測定を用いた場合には, 推定された電源分布の中心は $z=0.71 R$ となり, 推定精度が改善されていることがわかる.

3.2 3 次元計測における各方向成分のセンサ位置の違いが電源推定精度に及ぼす影響-1

次に, 3 次元磁界測定において, 各方向成分間に SNR (Signal-to-Noise Ratio) の不均一性が存在する場合, 特にセンサと頭表面との距離が各方向成分間で異なる場合, これにより生じるノイズの各成分間での不均一性が電源推定精度に与える影響について検討した.

このシミュレーションでは電源分布として, $x=0$ の x - z 平面内の $(x, y, z)=(0.0, 0.0, 0.70 R)$ (R : 頭部球モデルの半径) を中心とする長半径 $0.1 R$, 短半径 $0.03 R$ の楕円領域内に均一に分布した電流双極子を考えた. この電源により生じた磁界を, 以下の条件で計測すると仮定した.

(a) 頭皮上 56 点で磁界の (r, θ, ϕ) の 3 方向成分を, 3 成分とも頭部球モデルの中心から一定距離 ($1.0 R$) の位置で計測,

(b) 頭皮上 56 点で磁界の (r, θ, ϕ) の 3 方向成分を, r 成分は頭部球モデルの中心から距離 $1.0 R$, θ, ϕ 成分は距離 $1.2 R$ で計測.

いずれの場合も SNR12.0 dB となるように白色ノイズを印可した. また, 電源の走査を行う頭部モデル内のグリッドは,

領域 $-0.2 R < x < 0.2 R$, $-0.2 R < y < 0.2 R$, $0.6 R < z < 0.8 R$ に間隔 $0.02 R$ で設定した (Fig. 3).

それぞれの測定条件に対する電源推定結果を Fig. 4 に示す. 仮定した電源分布の中心が $z=0.70 R$ にあるのに対して, 3 成分と頭部モデルの中心から一定距離で計測した場合の電源推定結果 (a) では推定された電源分布は本来の電源分布よりやや深部 ($z=0.69 R$) に推定されており, 3.1 節に示したシミュレーション結果と同様の傾向を示している. これに対して, θ およ

Fig. 1 Assumed source configuration and the scanning grid configuration for simulation 3.1.

Fig. 2 Simulation results of distributed source estimation using magnetic field measurements of (a) only the normal component and (b) three-dimensional components. The correct source distribution is shown in (c).

び ϕ 成分を r 成分より頭部球モデルの半径の 20% 遠方で計測した場合の電源推定結果 (b) では (a) の場合に比べて浅い領域に電源が推定されていることがわかる。これは、測定チャンネル数の 2/3 を占める二つの接線方向磁界成分において、測定セ

Fig. 3 Assumed source configuration and the scanning grid configuration for simulation 3.2.

Fig. 4 Simulation results of distributed source estimation using magnetic field measurements of (a) three-dimensional components with uniform noise and (b) three-dimensional components with non-uniform noise.

ンサ面が電源から離れることにより SNR が低下することの影響で、深部の電源の磁界測定値への寄与がノイズに埋もれてしまっているためと考えられる。

3.3 3次元計測における各方向成分のセンサ位置の違いが電源推定精度に及ぼす影響-2

さらに、注目している脳磁界信号以外の脳内の背景活動の発生する磁界に比べて、システムの周囲での外部ノイズが支配的であるような場合を考慮して 3.2 節と同様のシミュレーションを行った。この場合、仮定する電源分布、センサの配置、脳内の電源走査グリッドの設定は 3.2 節におけるシミュレーションの場合と全く同じであるが、測定の際のノイズとして 2 種類の測定条件 (a) および (b) に同じ大きさの白色ノイズを印可した。ノイズの大きさは法線方向磁界成分のみを測定したときに 12.0 dB となるように設定した。結果的に測定条件 (a) (b) による測定値に含まれるノイズの SNR はそれぞれ 10.0 dB および

Fig. 5 Simulation results of distributed source estimation using magnetic field measurements of (a) three-dimensional components with uniform noise and (b) three-dimensional components with non-uniform noise, when the external noise is assumed to be dominant.

8.3 dB であった。

結果を Fig. 5 に示す。3.2 節におけるシミュレーションに比べて SNR が低下したため、推定された電源分布はより緩やかになっているが、Fig. 4 に示す 3.2 節のシミュレーション結果と同様な傾向を示している。

4. 結 論

本論文では、3 次元磁界計測による、空間的に分布した脳内電源推定の高精度化の検討を行った。

まず、法線方向磁界成分のみの計測を用いた場合と、法線成分に直行する二つの接線方向磁界成分も含めた 3 次元計測を用いた場合との電源推定精度の違いをコンピュータ・シミュレーションにより調べた。この結果、空間的に分布した電源に関して、3 次元磁界計測により電源推定精度が向上する可能性があることを示した。

次に、3 次元磁界計測における、各方向成分間に SNR (Signal-to-Noise Ratio) の不均一性が存在する場合、特にセンサと頭表面との距離が各方向成分間で異なる場合、これが電源推定精度に与える影響について検討した。この結果、空間的に分布した一つの電源に関して 3 次元計測を行うとき、各方向成分のうち頭表面に対して接線方向の 2 成分が法線方向成分に比べてより電源から遠い位置で計測される。すなわち磁界信号の SNR が接線方向の 2 成分で法線方向に比べて低下する場合、推定された電源はノイズ状態が各成分間で均一な場合に比べてより浅い位置に分布する傾向があることがわかった。また、こ

のとき、法線方向磁界成分と接線方向磁界成分との間のノイズレベルの違いが推定結果に及ぼす影響は、法線方向磁界成分のみの計測による電源推定結果と 3 次元磁界計測による電源推定結果との間の推定精度差と比べると、比較的小さい。

今後の課題としては、(1) 磁界測定センサの検出コイルの径や 1 次あるいは 2 次微分の検出特性などを考慮し、より現実的な測定条定でシミュレーションを行うこと、(2) さまざまな電源分布形状に関して検討することなどが挙げられる。

文 献

- 1) D. Cohen: *Science*, **175**, 480 (1972).
- 2) M. S. Hämmäläinen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila, and O. V. Lounasmaa: *Rev. Mod. Phys.*, **65**(2), 413 (1993).
- 3) W. Kullman and W. J. Dallas: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **34**, 837 (1987).
- 4) J. Z. Wang, S. J. Williamson, and L. Kaufmann: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **39**, 665 (1992).
- 5) D. Cohen and H. Hosaka: *J. Electrocardiology*, **9**, 109 (1976).
- 6) N. Cuffin and D. Cohen: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **24**, 372 (1977).
- 7) 小林, 内川: 日本応用磁気学会誌, **20**, 673 (1996).
- 8) 小林, 榎本, 内川, 小谷: 日本応用磁気学会誌, **18**, 659 (1994).
- 9) 小林, 利根川, 石山, 葛西: 日本生体磁気学会大会集, **6**, 102 (1993).
- 10) 上野, 上野, H. Weinberg: 日本応用磁気学会誌, **20**, 681 (1996).
- 11) J. C. Mosher, P. S. Lewis, and R. M. Leahy: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **39**(6), 541 (1992).
- 12) R. O. Schmidt: *IEEE Trans. Antenn. Propagat.*, **34**, 276 (1986).

1996 年 10 月 14 日受理, 1997 年 1 月 16 日採録