

空間的に分布した脳内電源推定の高速化

High-Speed Estimation of Distributed Sources in the Brain

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 recent years, magnetoencephalography (MEG) techniques have been developed for estimating internal electrical sources in the human brain from surface measurements of magnetic fields. In this study, we focused on speeding up distributed source estimation, using the sub-optimal least-squares subspace scanning technique with multiple scanning resolutions. As a first step, we set a coarse scanning grid over a large area of the head. On the grid points, we calculated the cost function to be used as the criterion for the existence of a source. Then, as a second step, we set a fine grid on the area with the largest cost function, and calculated the cost function again. We verified the effectiveness of this method by computer simulation, and applied it to MEG data associated with word recognition processes in the human brain. The results showed that the amount of calculation required for the source scanning could be decreased to 1/20 without decreasing the spatial resolution around the source area.

Key words: magnetoencephalography, inverse problem, distributed source estimation, multi-resolution, sub-optimal least-squares subspace scanning

1. はじめに

近年, 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, 医療および高次脳機能研究への応用が期待されている。これに伴って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, いわゆる生体磁氣的逆問題の高速化および高精度化が重要な課題となっている^{1)~3)}。我々はこれまで, 空間的に分布した脳内電源の推定に着目し, Sub-optimal Least-squares Subspace Scanning (以下 Subspace Scanning) 法⁴⁾を用いた脳内電源推定に関して研究を行ってきた⁵⁾。この際, 電源位置に関する先見情報の比較的少ない高次脳機能関連の脳磁界について電源の推定を行う場合に, 広い範囲で電源の走査を行う必要があり, 計算に要する時間を考慮して, その空間的な解像度を制限する必要があった。

本研究では, 電源に関する先見情報が少ない高次脳機能関連脳磁界の電源推定を高精度かつ高速に行うため, Subspace Scanning 法をベースにした, 脳内電源推定の高速化の基礎的検討を行った。本論文では, Subspace Scanning 法の電源走査グリッドの多重解像度化による電源走査の高速化法を考案し, コンピュータ・シミュレーションによる有効性の確認と, 実際に測定した高次脳機能関連脳磁界の電源推定への適用を試み

た。

2. Sub-optimal Least-squares Subspace Scanning 法

脳内の神経活動による電流源 $\mathbf{J}^p(\mathbf{r})$ と頭表面で計測される磁界との関係は以下のような生体磁氣的順問題モデルを用いて表すことができる。

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

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。

次に, 本論文で用いる電源推定アルゴリズムである Subspace Scanning 法の概要を以下に示す (Fig. 1)。

まず, 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。

$$\begin{bmatrix} B_1 \\ \vdots \\ B_m \end{bmatrix} = [G_1 \cdots G_p] \begin{bmatrix} Q_1 \\ \vdots \\ Q_p \end{bmatrix} \quad (2)$$

ここで, 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, G_j はそれらに関係づけるゲイン行列である。 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}_{meas} の自己双関行列 \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。

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

ここで, Λ は \mathbf{R}_F の固有値, Φ は各固有値に対応する固有ベクトル, Λ_s は分離された信号空間の固有値, Φ_s は信号空間の固有ベクトル, Λ_n はノイズ空間の固有値, Φ_n はノイズ空間の固有ベクトルである。次に, 頭部モデル内の設定した各走査グリッド点上でコスト関数

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

を計算する。ここで, U_{G_i} はゲイン行列 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⁶⁾, $1/J_h$ を電源存在の評価関数として用いることができる。この評価関数の分布は, 考察時間中に独立に活動したすべての脳内電源分布の重ね合わせを表している。

上に示した Subspace Scanning 法の処理のうち, 前半 ((a) 測定データ行列の信号空間とノイズ空間の分離) の部分では,

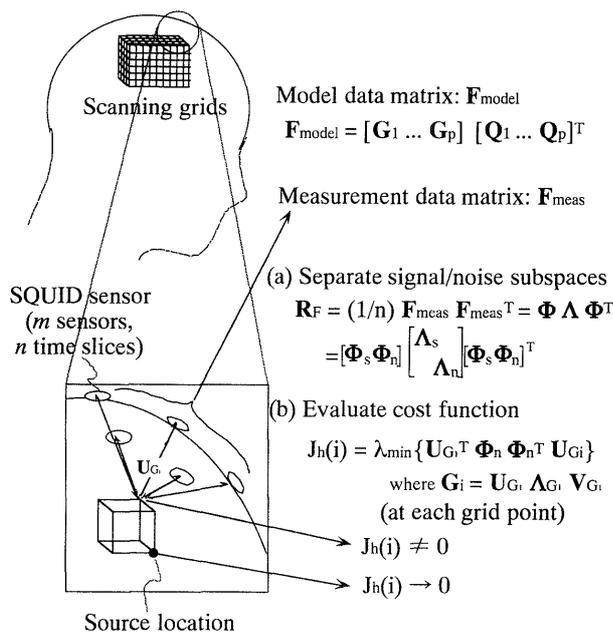


Fig. 1 Procedure of the subspace scanning method.

計算量が主に測定を行うセンサ数に依存し、一方、後半 (b) 頭部モデルの各走査グリッド上でのコスト関数の評価) の部分は走査グリッド点数に依存する。特に、あらかじめ電源の位置に関する情報が少ない高次脳機能関連脳磁界の電源推定を高精度かつ高速に行うためには、(b) の部分の高速化が主な問題となる。

本論文では、上に示した Subspace Scanning 法による電源推定手続き中の、(b) 各走査グリッド点上で電源存在の基準として用いるコスト関数を評価する部分に関して、高速化の検討を行った。

3. 電源推定高速化の手法

ここでは、Subspace Scanning 法の頭部モデル内グリッドの走査を、電源が存在する領域の付近で解像度を低下させずに、高速化する以下のような手法を考案した。Fig. 2 にその模式図を示す。

(1) まず、頭部モデル内に広い領域をカバーする低解像度の走査グリッドを設定し、この走査グリッドを用いて脳内電源の低解像度高速走査を行う。

(2) 低解像度高速走査の結果、電源存在の基準となるコスト関数 (式 (4)) の値がある条件を満たす領域について、その領域に外接する高解像度の走査グリッドを設定し、電源の存在する可能性の高い領域に限定して高解像度の走査を行う。

(3) 所望の解像度が得られるまで (1), (2) を繰り返す。

本論文では、多重解像度化した電源走査による電源推定高速化の第一段階として、考察中の領域内でコスト関数の値が、そのダイナミックレンジの 70% を超える部分について高解像度の走査グリッドを設定することにした。この基準を用いることにより、次章に示すように、電流双極子性の電源に関して適切に高解像度走査グリッドを設定することができる。高解像度走査グリッドを設定する際の基準の取り方を最適化するための理論的な考察は今後の課題として残されている。

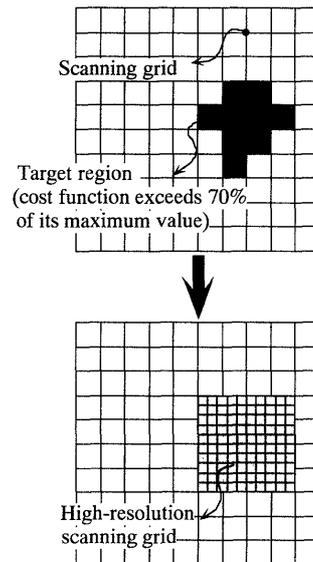


Fig. 2 Hierarchical scanning grid for the subspace scanning method.

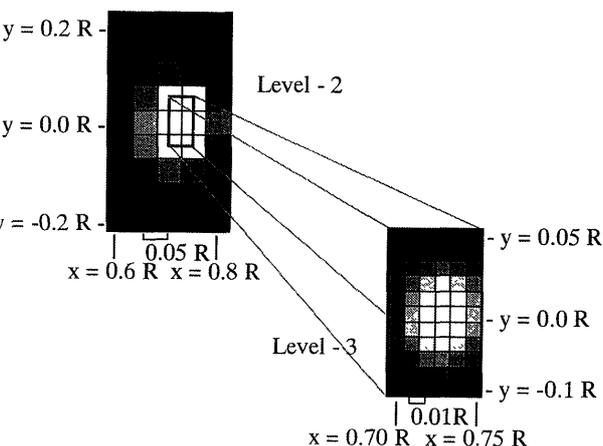
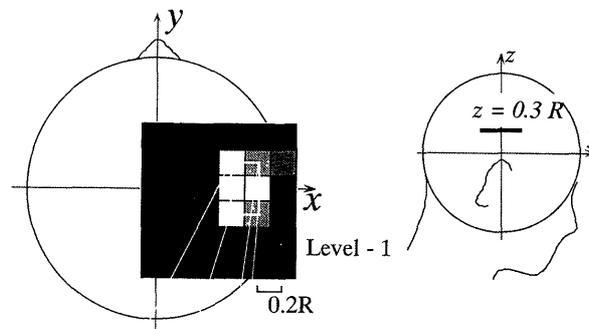


Fig. 3 Simulation of source estimation using the subspace scanning technique with multiple scanning resolutions.

4. 電源推定シミュレーション

多重解像度化した Subspace Scanning 法の有効性をコンピュータ・シミュレーションで確認した。ここでは、位置 $(x, y, z) = (0.73R, 0.0, 0.6R)$ に一つの電流双極子電源を仮定して測定データを生成し、上記多重解像度 Subspace Scanning を適

用した。ここで、 R は頭部球モデルの半径である。本シミュレーションでは、簡単のため走査を行う領域は2次元 ($z=0.6R$) とし、以下に示すような3段階の解像度をもつ走査グリッド (a), (b), (c) を設定した。

- (a) 領域 $0.0R < x < 1.0R$, $-0.5R < y < 0.5R$, グリッド間隔 $0.2R$.
- (b) 領域 $0.6R < x < 0.8R$, $-0.2R < y < 0.2R$, グリッド間隔 $0.05R$.
- (c) 領域 $0.70R < x < 0.75R$, $-0.05R < y < 0.05R$, グリッド間隔 $0.01R$.

結果を Fig. 3 に示す。表示はそれぞれの解像度で規格化している。正確な位置 $(x, y, z) = (0.73R, 0.0, 0.6R)$ に電源が推定されていることがわかる。

5. 文字認知関連脳磁界への適用

さらに、多重解像度化した Subspace Scanning 法を文字認知関連脳磁界の電源推定に適用した。

被験者に (a) 4文字英単語、(b) 意味のない4文字の文字列、(c) ランダムドット・パターンを視覚刺激として1.4秒間両視野に与え (Fig. 4)、誘発脳磁界を64チャンネルホールヘッド型DC-SQUID システムを用いて計測した⁷⁾。計測された誘発脳磁界は0.5~30 Hz のバンドパス・フィルタを通過させた後、各刺激ごとにそれぞれ100回の加算平均を行った。Fig. 5に国際式10-20法のC3の位置の直上における脳磁界の時系列パターンを示す。刺激呈示後およそ300ms以降で、各刺激に対する誘発脳磁界のパターンに差異が見られる。ここでは、刺激呈示後330~440msの時間間隔に着目して多重解像度 Subspace Scanning 法を適用し、電源の推定を行った。ここでは、頭部球モデルの上半球全体を覆うグリッド間隔 $0.1R$ の低解像度走査グリッドと、コスト関数が最大値の70%を超える領域を覆うグリッド間隔 $0.01R$ の高解像度走査グリッドの2段階の解像度を用いた (Fig. 6)。最終的な電源推定結果を Fig. 7 に示す。電源の存在する領域の近傍で、空間的な解像度を低下さ



(a) Word (b) Nonsense (c) Random dots

Fig. 4 Visual stimuli for word recognition tasks: (a) four-character English word, (b) four-character nonsense word, and (c) random dot pattern.

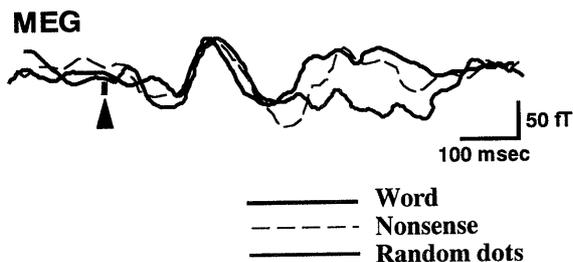


Fig. 5 Averaged waveform of visually evoked magnetic fields during the word recognition processes recorded at C3.

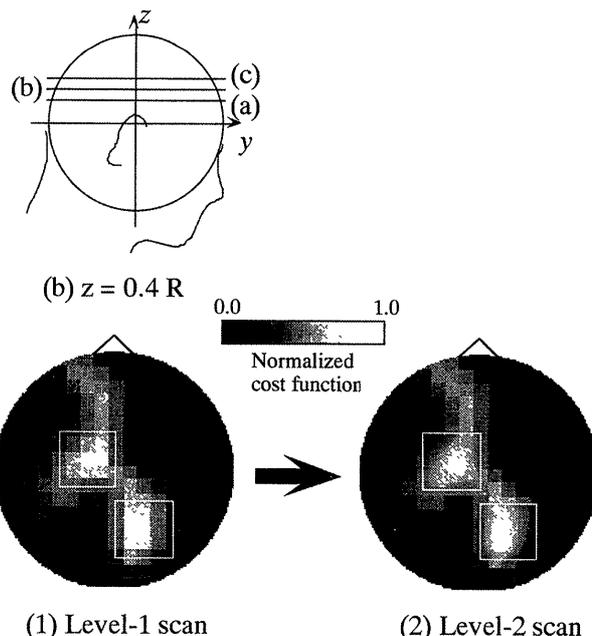


Fig. 6 Multiple resolution process of source estimation for word recognition tasks using the subspace scanning technique with multiple scanning resolutions.

せることなく推定が行われていることがわかる。また、この例では電源の走査を行う際の計算量を、すべての領域を一律な解像度で走査する場合に比べておよそ1/20に減少させることができた。

6. 結 論

本研究では、電源に関する先見情報が少ない高次脳機能関連脳磁界の電源推定を高精度かつ高速に行うため、Subspace Scanning 法をベースにした脳内電源推定の高速度の基礎的検

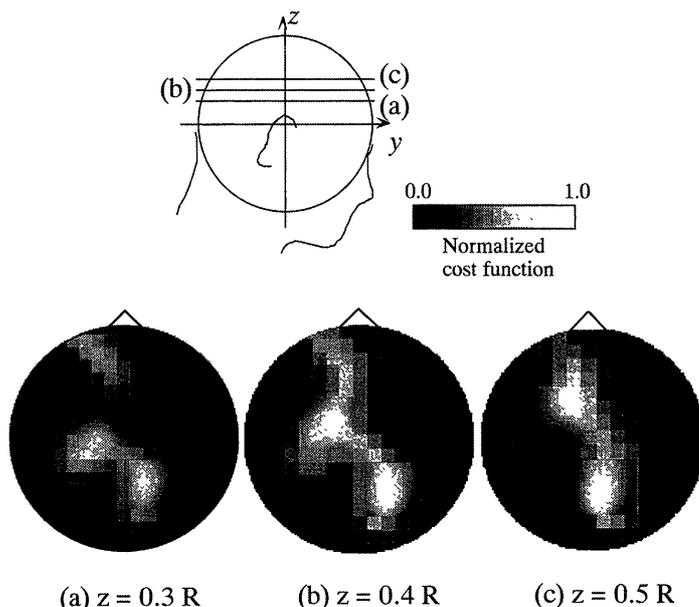


Fig. 7 Result of distributed source estimation for word recognition processes using the subspace scanning technique with multiple scanning resolutions.

討を行った。本論文では、Subspace Scanning 法の電源走査グリッドの多重解像度化による電源走査の高速化法を考案し、コンピュータ・シミュレーションによる有効性の確認と、実際に測定した高次脳機能関連脳磁界の電源推定への適用を試みた。

この結果、Subspace Scanning 法における電源走査グリッドを多重解像度化することにより、電源の存在する領域の近傍での空間解像度を低下させることなく、走査の際の計算量を、すべての領域を一律な解像度で走査する場合に比べておよそ 1/20 に減少できることを示した。

今後の課題として、高解像度走査グリッドを設定する際の基準の取り方を最適化するための理論的な考察、各解像度間のグリッド間隔比の決定方法、最低解像度、および最高解像度の最適化などが挙げられる。

文 献

- 1) M. S. Hämmäläinen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila, and O. V. Lounasmaa: *Rev. Mod. Phys.*, **65**(2), 413 (1993).
- 2) W. Kullman and W. J. Dallas: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **34**, 837 (1987).
- 3) J. Z. Wang, S. J. Williamson, and L. Kaufmann: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **39**, 665 (1992).
- 4) J. C. Mosher, P. S. Lewis, and R. M. Leahy: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **39**(6), 541 (1992).
- 5) S. Iwaki and S. Ueno: Visualization and Information Processing in the Human Brain: Recent Advances in MEG and Functional MRI (EEG Suppl. 47), 431 (1996).
- 6) R. O. Schmidt: *IEEE Trans. Antenn. Propagat.*, **34**, 276 (1986).
- 7) S. Nakagawa, S. Ueno, K. Iramina, and H. Weinberg: *IEEE Trans. Magn.*, **32**(6) (1996), in press.

1996年10月14日受理, 1997年1月16日採録