

MRI情報による脳磁場源の推定アルゴリズム

仁木登, 三野一学, 中里信和*

徳島大学工学部知能情報工学科, *広南病院脳神経外科

あらまし

本研究では, MRI情報を用いて脳磁場源を推定するアルゴリズムについて述べる. 脳磁場源は神経細胞の電気活動により生じるものである. 神経細胞が密集している脳表層の灰白質部分を磁場の発生領域と考え, MR画像から灰白質上に領域制限する. この領域に対してMUSIC手法を用いて推定を行う. 計算機シミュレーションを行い, 実測データに対しての適用を試みる.

1. はじめに

近年, SQUID計測装置を用いた脳機能イメージング技術に大きな期待が寄せられている[1]-[6]. このイメージング技術には計測された磁場分布から脳神経活動部位を推定する磁場源推定が必要になる. この推定は逆問題を解くことにより行われる. しかしながら, この問題の解を一意に得ることはできないため, 何らかの仮定のもとで解を得る必要がある.

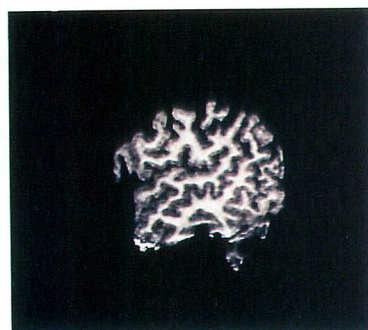
現在, 広く行われているのは磁場源を数個の電流ダイポールでモデル化することによる限局した神経活動の推定である. これはモデル化した電流ダイポールが作る計算磁場と測定磁場とが一致するように電流ダイポールのパラメータを反復改良するものである. しかし, この方法では電流ダイポールの個数が多くなるとそれだけパラメータ数が増えることになり, 推定が困難になる. 実際の神経活動の構造は非常に複雑であるあり, 磁場源が限局した場合でなく広く分布したような場合にはこのような方法では難しくなることが予想される. そのため分布した磁場源を推定するための推定手法が必要になる.

本研究では, MRI情報を用いた脳磁場源の推定アルゴリズムについて述べる[7]-[9]. 磁場の発生は脳神経の電気的活動によるものである. そのため, 神経細胞が密集している脳表層の灰白質を磁場の発生領域と考えることができる. そこでMR画像から灰白質部分の抽出を行い, 得られた領域を推定の対象とする. その領域に対してMUSIC手法[4]を適用して測定磁場から逆問題を解く. 計算機シミュレーションを行い, さらに実測データに対して本手法の適用を試みる.

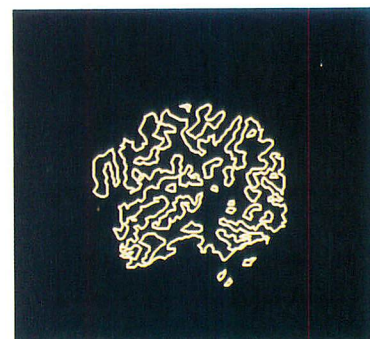
2. MR画像からの抽出

脳は表層である灰白質とその内部の白質とからなる. 灰白質は神経細胞が密集している層である. そのため, 神経活動はこの層に集中していると考えることができる. そこでこの領域を磁場源の発生領域とし, MR画像から灰白質の抽出を行う.

まず, MR画像からファジィクラスタリングにより頭皮と頭蓋骨を除去する. これにより, 大脳だけの画像が得られる. この画像を2値化し, その2値画像の輪郭を求める. この輪郭上の点を灰白質上の点とし, 磁場源が各点に存在するものとする. すなわち, 輪郭上の各点を磁場源の位置としてMRIの座標系からSQUIDシステムへ座標変換を行う[7],[8]. 得られた磁場源の位置を後で述べるように推定に用いる. 図1に各過程で得られる画像を示す.



(a) ファジィクラスタリングによる大脳の抽出



(b) 輪郭の決定

Fig. 1. MR画像からの抽出

3. 推定アルゴリズム

脳内の神経活動に伴う電気現象は頭部外に磁場を発生させる[1]-[3]. この磁場の発生を電流ダイポールによるものとし, 頭部形状は均一導体球であるとする. このとき, 磁場と電流ダイポールとの関係は次のように表せる[3].

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi F^2} (\mathbf{F}\mathbf{q} \times \mathbf{r}' - (\mathbf{q} \times \mathbf{r}' \cdot \mathbf{r})\nabla F) \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{a} &= \mathbf{r} - \mathbf{r}', \quad a = |\mathbf{a}|, \quad r = |\mathbf{r}|, \quad F = a(r\mathbf{a} + r^2 - \mathbf{r}' \cdot \mathbf{r}), \\ \nabla F &= (r^{-1}a^2 + a^{-1}(\mathbf{a} \cdot \mathbf{r}) + 2a + 2r)\mathbf{r} - (a + 2r + a^{-1}(\mathbf{a} \cdot \mathbf{r}))\mathbf{r}' \end{aligned}$$

ここで, $\mathbf{B}(\mathbf{r})$ は \mathbf{r} における磁場, \mathbf{q} は \mathbf{r}' におけるダイポールモーメントである. 複数の電流ダイポールに対しては各ダイポールが作る磁場の和を考える. この式は体積電流の影響も考慮してあるため, より効率的な磁場の計算を行うことができる. ダイポールモーメントの法線方向成分は外部に磁場を生成しないため, 2つの接線方向成分のみが磁場に寄与する.

観測時間を通してダイポールの位置が変わらないとすると, モーメント \mathbf{q} を(1)式から分離することができる[4],[5].

$$\mathbf{a} \times \mathbf{b} = \mathbf{C}_a \mathbf{b} = \begin{bmatrix} 0 & -a_x & a_y \\ a_x & 0 & -a_z \\ -a_y & a_x & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{bmatrix} \quad (2)$$

(2)式を(1)式に代入することにより, 次の式を得る.

$$\begin{aligned} \mathbf{B}(\mathbf{r}) &= \frac{\mu_0}{4\pi F^2} ((-\mathbf{F})(\mathbf{C}_r \mathbf{q}) + (\nabla F)(\mathbf{r}'^T \mathbf{C}_r \mathbf{q})) \\ &= \left[\frac{\mu_0}{4\pi} \frac{[\nabla F \mathbf{r}'^T - \mathbf{F}\mathbf{I}]}{F^2} \mathbf{C}_r \right] \mathbf{q} = \mathbf{K}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \mathbf{q} \end{aligned} \quad (3)$$

(3)式から, 磁場とダイポールモーメントとの間には線形関係があることが確認できる.

実際の磁場の測定はセンサの1方向成分のみである. この測定磁場はセンサの方向 \mathbf{s} を用いて

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \mathbf{s}^T \mathbf{K}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \mathbf{q} \quad (4)$$

と表すことができる. m 個のセンサ, n 個の電流ダイポール, k 個のタイムサンプルの場合には行列表現を用いて

$$\mathbf{B} = \mathbf{G}\mathbf{Q} \quad (5)$$

とすることができる. ここで \mathbf{B} は $m \times k$, \mathbf{G} は $m \times 2n$, \mathbf{Q} は $2n \times k$ の行列である. 推定するパラメータは1個のダイポールにつき3個の位置パラメータ, 2個のモーメントパラメータの計5個である. しかし, 線形関係があるため, 位置のパラメータのみを推定すればよい. このときモーメントパラメータはムーアペンローズの一般逆行列を用いて求めることができる[3]-[6]. さらにダイポールの方向も不変であるとするれば, ダイポールモーメントを単位方向と強度に分離することができる.

$$\mathbf{Q} = \mathbf{M}\mathbf{S} \quad (6)$$

ここで \mathbf{M} は $2n \times n$, \mathbf{S} は $n \times k$ の行列である. この場合, ダイポールはfixedダイポールと呼ばれる. 以下では磁場源をfixedダイポールとして考える.

推定を行う際に, 一般に用いられているのは最小2乗法を用いたパラメータ推定である. しかし, ダイポール数が多くなるに従って大変困難になる. そこで(5)式のような定式化のもとでMUSIC(Multiple Signal

Classification)手法[4]を適用する．この適用により磁場源推定は任意の領域において次式を最小化する問題となる．

$$J = \lambda_{\min}(U_{G_i}^T U_n U_n^T U_{G_i}) \quad (7)$$

ここで $\lambda_{\min}(\cdot)$ は括弧内の行列の最小固有値， U_{G_i} は1個のダイポールにより構成される $m \times 2$ 行列 G_i の特異値分解(SVD)により得られる．また U_n は後述するようなノイズ部分空間に対応する固有ベクトルである．

MUSICでは電流ダイポールの個数に関わらず，1個のダイポールにより構成される行列 G_i が必要となる．すなわち，(7)式の計算を探索領域における各点で行えばよい．この探索領域としてMR画像から得られた灰白質を考える．灰白質上の各点において行列 G_i を構成して，(7)式を計算する．このとき計算を行う領域において，(7)式の値が小さくなる点が磁場源の位置である．

U_n は測定磁場 B の擬似共分散行列 R_B を固有値分解したときの固有ベクトルとなる． R_B は次のように分解される．

$$R_B = \frac{1}{k} B B^T = [U_s \ U_n] \begin{bmatrix} \Sigma_s & \\ & \Sigma_n \end{bmatrix} [U_s \ U_n]^T \quad (8)$$

ここで U_s は信号部分空間の固有ベクトル， Σ_s は信号部分空間の固有値を対角要素にもつ対角行列であり， U_n と Σ_n はそれぞれノイズ部分空間に対応する固有ベクトルと固有値を持つ対角行列である．もしノイズが白色ガウスノイズであれば，ノイズ部分空間の固有値はノイズの分散 σ^2 に等しくなる．固有値を見ることによりそれぞれの部分空間を分ける．この信号部分空間とノイズ部分空間との境界を自動的に決定するためにMDL規準を用いる[9]．このようにして得たノイズ部分空間の固有ベクトル U_n を(7)式の計算に用いる．

4. 結果

本手法を健常者の聴覚誘発磁場に適用する．聴覚刺激は被験者の左耳から与える．測定は66個のセンサを用いて行い，312個のタイムサンプルを得た．全サンプルにおける磁場のピークの前後70サンプルを図2に示す．これらの磁場データに対して固有値分解を行う．得られた固有値を図3に示す．この図から固有値がなだらかに変化しているのが分かる．これは磁場源とノイズとの境界は不明瞭になっていることを示している．測定磁場にはブレインノイズのような対象外の磁場源の影響が含まれているものと思われる．それゆえ，実測データにおいてはダイポールの個数の決定が困難となる．

頭部形状は均一導体球としているため，頭部に最も合致するような球を決定する必要がある．ここではそのような球の決定にMR画像を用いる．MR画像から得られる頭部形状を3方向の平面に投影する．これにより得られた3つの投影画像の頭部形状に外接する円をそれぞれ求めることにより球の決定を行う．

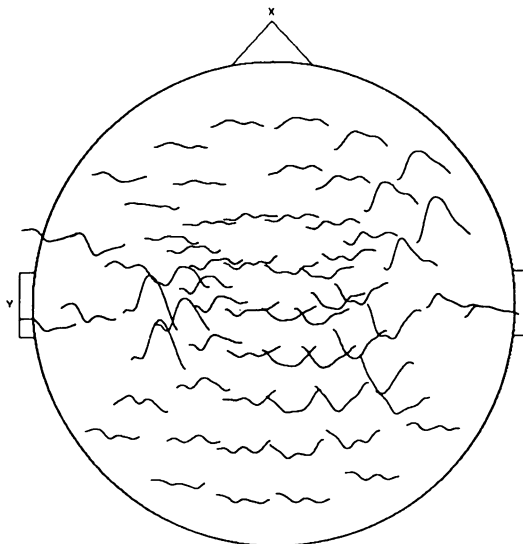


Fig. 2. 測定磁場

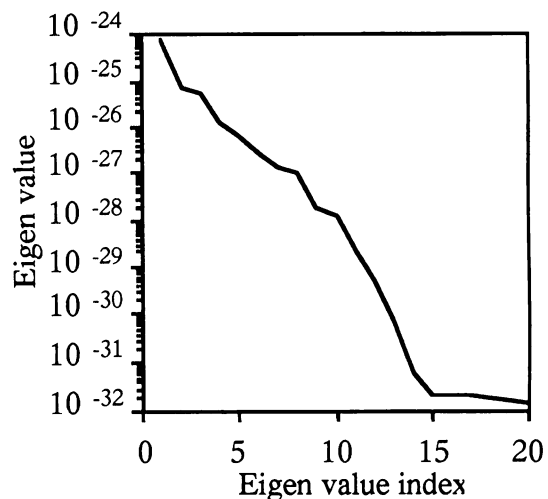


Fig. 3. 得られた固有値. MDL規準により $n=14$ を境界とする．このとき，15番目以降の固有値に対応する固有ベクトルをMUSICの計算に用いる．

MDL規準を適用した結果、 $n=14$ となった。そこで $n=14$ として推定を行う。この推定結果を図4に示す。灰白質上の各点において計算した(7)式の値をプロットしている。この結果から右側頭葉付近にピークがあるのことがわかる。図5は脳のポリームレンダリング画像と統合して表示したものである。このように(7)式の計算を灰白質領域において行い、視覚的に結果を判定することが可能となった。対話的に推定を進めることができる。

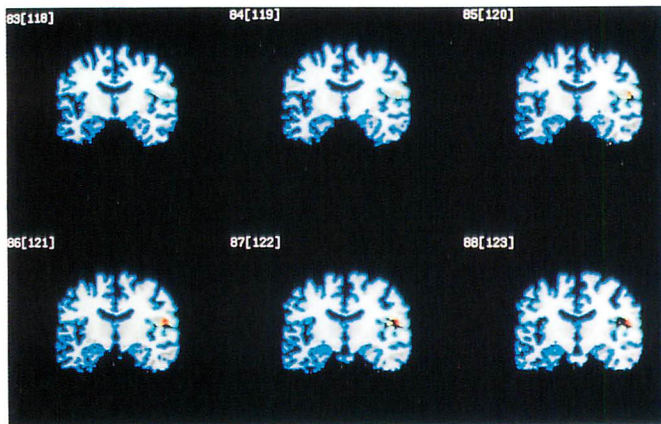


Fig. 4. MUSICの適用結果

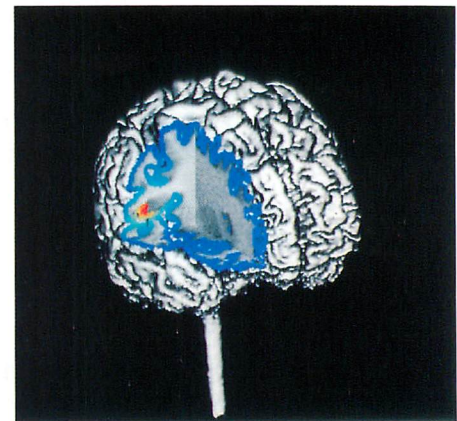


Fig. 5. 脳との統合表示

5. 結論

MR画像を用いて灰白質領域における磁場源を推定するアルゴリズムについて述べた。灰白質上の点を電流ダイポールの位置とし、MUSICを用いて推定を行った。脳の形状は個人個人で異なるため、MR画像を用いて形状に関する情報を得ることでより精密な推定を行うことができる。推定した結果を視覚的に確認し、対話的に評価し改良していくことが可能となった。さらにこのような手続きを推定の初期段階として、次の段階でより詳しい推定を行うことも考えられる。

また、実測データでは固有値の変化が緩やかで磁場源とノイズとの境界分けが困難であることが分かった。これはデータには様々なノイズが含まれていることを示していると思われる。位置の情報については既知として推定を行うため、広がった磁場源に対しては位置情報と照らしあわせて推定を行うことが考えられる。磁場源が限局したものなのか広がったものなのかを判定する規準が今後は必要となる。

参考文献

- [1]B. N. Cuffin and D. Cohen, "Magnetic fields of a dipole in special volume conductor shapes," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-24, pp.372-380, 1977.
- [2]S. J. Williamson and L. Kaufman, "Magnetic Source Imaging," Strategic Defense Initiative Technology Applications Symposium, pp.1-15, 1991.
- [3]J. Sarvas, "Basic Mathematical and Electromagnetic Concepts of the Biomagnetic Inverse Problem," Phys. Med. Biol., vol.32, 1, pp.11-22, 1987.
- [4]J. Mosher, P. Lewis and R. Leahy, "Multiple Dipole Modeling and Localization from Spatio-Temporal MEG Data," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.39, No. 6, pp.541-557, 1992.
- [5]J. Mosher, R. Leahy, and P. Lewis, "Matrix Kernels for MEG and EEG Source Localization and Imaging," In Proc. ICASSP '95, Detroit MI, May 1995.
- [6]J.-W. Wang, S. J. Williamson, L. Kaufman, "Magnetic Source Images Determined by a Lead-Field Analysis: The Unique Minimum-Norm Least-Squares Estimation," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 39, No. 7, July 1992.
- [7]N. Niki, F. Masakiyo, K. Mino, H. Nishitani, I. Tamura, "A Neuromagnetic Localization Using 64 channel SQUID System and MRI," 9th Int. Conf. on Biomagnetism, 1993.
- [8]K. Mino, N. Niki, I. Tamura, "Neuromagnetic Source analysis with a 64-Channel SQUID system and MR imaging," IEEE Workshop on Biomed.image analysis, Seattle, pp.255-260, 1994.
- [9]三野一学, 福留憲治, 仁木登, 中里信和, "MRI情報を用いた脳磁場源の推定アルゴリズム," 第14回日本医用画像工学会大会講演論文集, pp.571-572, 1995.