

電磁場の逆問題解析システムの開発

Development of Inverse Problem Analysis System in Electromagnetics

春 松 正 敏*

Masatoshi HARUMATSU

八 代 勝 也*

Katsuya YASHIRO

関 原 謙 介**

Kensuke SEKIHARA

要 旨

Brain Machine Interface 分野で使用される電磁場の逆問題解析システムを開発した。従来技術では人間の頭部を球体近似して電磁場計算を行い、脳内電流位置を求める方法が採用されている。従来使われてきた球体近似計算では被験者の頭部組織の形状や物性値を考慮できないだけでなく、球面法線方向の電流を検出できない課題があった。これらの課題を解決するために数値解法のひとつである境界要素法 (Boundary Element Method) による電磁場計算を採用し、計算に必要となる人体メッシュモデルとメッシュ生成法を合わせて開発した。また Minimum-variance 空間フィルタを逆問題解法に採用するとともにサブグリッド技術を適用して数値解法に伴う計算時間の増加を抑えた。脳内に仮定した電流源を再構成する数値シミュレーションにより検証を行い、頭部組織の形状や物性値を考慮した逆問題が本システムにより解析できることを確認した。

ABSTRACT

An inverse problem analysis system for electromagnetic fields, for use in the field of brain-machine interfaces (BMI), has been developed. In the conventional technique, a spherical approximation of the human head is used for the calculation of the electromagnetic field in the brain. The spherical approximation presents the issues that the shape and electromagnetic properties of the human head cannot be considered in the calculations, and that the currents normal to the surface of the sphere cannot be detected. In order to address these issues, we used the boundary element method (BEM) as a numerical method, to calculate the electromagnetic field, in addition to developing the mesh model and mesh generation method that were essential to the calculations. We employed a minimum-variance spatial filter as the method for inverse problems and applied a sub-grid technique to minimize the increase in calculation time of the numerical method. We verified the effectiveness of the method using a numerical simulation problem to reconstruct the hypothetical electric current sources in the brain. The results showed that the system was able to analyze inverse problems with consideration of the shape and electromagnetic properties of the tissues of the human head.

1. まえがき

人間が思考するだけで機器類を操作するインターフェース技術の研究が進められている。このようなインターフェース技術は Brain Machine Interface (BMI) と呼ばれる⁽¹⁾。BMI 技術によって人間が手を触れずに情報機器や家電製品や車両等を操作することが可能になると操作性を向上させるだけでなく機器のデザインや使い方の自由度も広げることができる。また、身体が不自由な人たちが身の回りの機器を操作できる可能性が広がるため福祉分野への貢献も期待されている。現在は各研究機関で BMI の基礎技術の研究が行われている。BMI は特定の脳活動に応じて機器

を操作しなければならないので脳活動をセンシングする技術が重要である。脳活動を検出するために人間の脳内にセンサを埋め込むのは現実的ではないため、人体外部から脳活動を検出できる非侵襲の計測技術と、得られた計測データをもとに脳内電流位置を計算する逆問題技術とが必要になる。

脳活動を非侵襲で計測する技術には、脳活動部位の血流が増加する生理現象を捕える Near Infra-Red Spectroscopy (NIRS) や、Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) がある。NIRS は赤外光を利用した検出法で、fMRI は強磁場を利用した検出法である。脳の血流変化は脳活動に対して数秒の遅れを持つためどちらの手法も検出遅れの課

* 基礎技術研究センター

** 首都大学東京

題がある。さらに NIRS では脳深部の血流変化を検出しにくいという課題がある。血流のような二次的な生理活動を介することなく脳内電流を電磁気現象として直接計測する手法もある。脳波（頭皮の電位変化）や脳磁（頭部周囲の磁界変化）を検出する手法が代表例で、それぞれ Electroencephalography (EEG), Magneto-encephalography (MEG) と呼ばれる。いずれも計測時間遅れはサブミリ秒以下であり、脳深部の活動検出も可能なので BMI への応用が期待されている。

2. 従来技術の課題

EEG で得られる電気信号や、MEG で得られる磁気信号を入力条件として電磁場の逆問題を解くと脳内電流位置が求められる。MEG による脳内電流位置を求めるシステムは既に開発されさまざまな臨床研究に利用されている。脳内電流位置は次のような手順で求められる。

- (1) 脳活動により発生する磁界を磁界センサで計測する。
- (2) 電流源の計算点（グリッド）を設定する。
- (3) 各グリッドに対してリードフィールドと呼ばれる係数を計算する。
- (4) センサ信号とリードフィールドをもとに逆問題を解き電流位置を求める。
- (5) 得られた電流位置をグリッド上に画像として表示する。

リードフィールドとは電流源とセンサ信号の関係を表す係数で、単位電流源がセンサ位置に作り出す電界や磁界を表す。リードフィールドは人体組織の形状、物性値、電流位置およびセンサの位置や向きから電磁場計算で求められる。従来のリードフィールドの計算では脳を球体近似する手法が使われている。脳が一様媒質の完全球体で位置 $\mathbf{r}_0$ に電流密度ベクトル $\mathbf{J}$ が局在する場合、位置 $\mathbf{r}$ の磁界 $\mathbf{H}$ は式 (1) で表される⁽²⁾。

$$\mathbf{H}(\mathbf{r}) = -\frac{1}{4\pi A^2} (\mathbf{A}\mathbf{J} \times \mathbf{r}_0 - \mathbf{J} \times \mathbf{r}_0 \cdot \mathbf{r} \nabla A) \quad (1)$$

$$A = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0| (|\mathbf{r}| |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0| + |\mathbf{r}|^2 - \mathbf{r}_0 \cdot \mathbf{r})$$

リードフィールド計算に球体近似を用いると二つの課題が発生する。一番目の課題は被験者の頭部組織の形状や物性値を考慮できないことである。Fig. 1 は人体頭部内の脳に近似球体を点線で重ねて表示した図である。近似球体の下部や両側面と脳の間には大きな隙間があり、脳が完全な球体でないことがわかる。脳の形状は被験者によって異なるが球体近似ではその違いを考慮することができない。また、式 (1) には物性値を入れる項がなく、物性値の影響も考慮できない。

二番目の課題は不感帯の発生である。球体近似では球面の法線方向を向いた電流が発生する磁界の計算値は 0 にな

る。これは球体の対称性に原因がある。実際の人体にはさまざまな凹凸や非対称性があるため発生磁界は 0 とはならない。従って球体近似によるリードフィールド計算では、考慮できない電流が存在するため得られた電流分布が実際と異なるものになってしまうことがある。

これらの課題を解決するために、リードフィールドの計算において球体近似の代わりに形状と物性値をもとに Maxwell 方程式を解く数値解法を採用した。数値解法では新たにメッシュモデルが必要になるため、人体頭部モデルとメッシュ生成法を開発した。また電流源の計算点を効率的に生成するグリッド生成法も開発した。さらに逆問題解法に Minimum-variance 空間フィルタを採用するとともに、数値解法で増加する計算時間の影響を軽減するためにサブグリッド技術を適用した。これらの技術により電磁場の逆問題解析システムを構築した。以下、3 章でシステムを構成する技術の詳細な説明、4 章でシステムの検証、5 章でまとめを述べる。

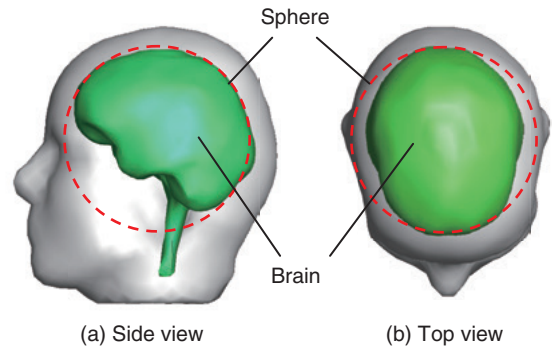


Fig. 1 Human head and sphere

3. 電磁場の逆問題解析システムの構成技術

3.1. 人体モデル用メッシュとメッシュ生成法

リードフィールドの計算には後述するように境界要素法 (Boundary Element Method: BEM) を採用したため、人体の表面メッシュモデルが必要になる。人体頭部組織の導電率の違いをもとに複数の層に分割し、各組織表面にメッシュを生成する。Fig. 2 に本システムで生成した人体頭部の 4 層モデルの例を示す。人体頭部組織を外側から順に、頭皮、頭骨、脳髄液、脳の四つのメッシュ面で表している。各層のメッシュは、内部および外部に隣接する組織の導電率を物性値情報として持つ。

メッシュは次のような条件を満たす必要がある。

- (1) 要素サイズ、形状ができるだけ均一であること。
- (2) モデルの形状再現性が良いこと。
- (3) メッシュ生成が高速であること。

上記の条件を満たす適切な手法やツールが無かったため新たにメッシュ生成法を開発した。均一な要素を生成する

ステップと、人体形状に変形させるステップに分けてメッシュ生成を行った。まず要素の均一性を確保するために球体をベース面としたメッシュ生成を行う。正多面体の要素面を再帰的に細分割して外接球面に投影して必要な要素数の球体メッシュを生成する。正多面体の面を分割して球面に投影するので、ほぼ均一で歪みも少なく高速に生成できる。細分割の個数と回数を変えることで要素数のコントロールを行う。要素の細分割点は式(2)により計算する。ここで $\mathbf{r}_a$ と $\mathbf{r}_b$ は辺の両端の座標ベクトルで、 $\mathbf{r}_c$ はこの辺を $p:q$ に内分する点を外接球面に投影した点の座標ベクトルである。原点はいずれも球の中心である。

$$\mathbf{r}_c = \frac{|\mathbf{r}_a|}{|q\mathbf{r}_a + p\mathbf{r}_b|} (q\mathbf{r}_a + p\mathbf{r}_b) \quad (2)$$

Fig. 3 は辺を2等分してメッシュを細分割した例で、左から、正二十面体、細分割1回、細分割2回のメッシュを表す。

MRIで人体頭部を撮影すると頭部組織の物性値に応じた濃淡の断面画像が得られる。この断面画像を積み重ねると頭部形状を三次元的に表現することができる。Fig. 4(a)のように人体頭部の三次元MRI画像データを包み込むように球体メッシュを配置し、メッシュをMRIデータの組織面に投影すると表面メッシュが生成できる。投影先のMRIデータの濃度を変えることでメッシュ生成する組織を選ぶことができる。投影操作は球体メッシュの節点を式(3)で表される点に移動させることにより行う。

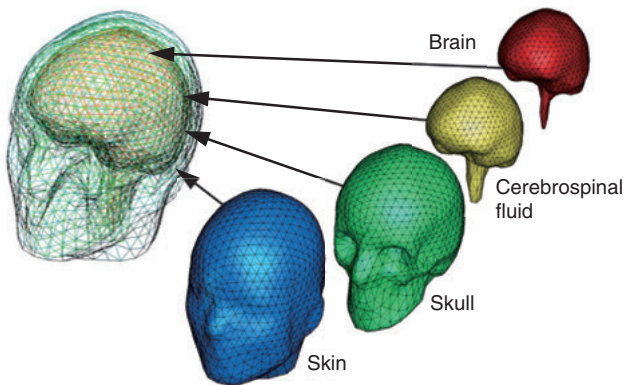


Fig. 2 Mesh model of human head with four shells

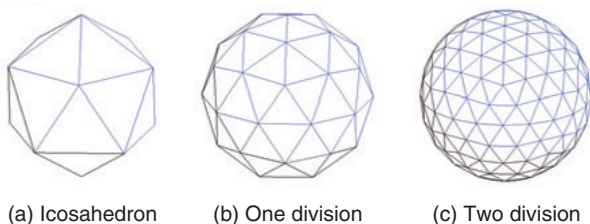


Fig. 3 Mesh refinement

$$\mathbf{r}_p = \mathbf{r}_s + \gamma \frac{\mathbf{v} \cdot (\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_s)}{\mathbf{v} \cdot \mathbf{v}} \mathbf{v} \quad (3)$$

$\mathbf{v}$ は球体メッシュの内向き法線ベクトル、 $\mathbf{r}_s$ は球体メッシュの節点ベクトル、 $\mathbf{r}_m$ は $\mathbf{v}$ 方向の近傍で $\mathbf{r}_s$ に最も近いMRIデータ点ベクトル、 γ は投影比率を表す係数で1以下の正の実数、 $\mathbf{r}_p$ は投影された点のベクトルである。組織表面の凹凸が比較的小さい場合は $\gamma = 1$ として投影すると1回の投影で組織形状に変形されたメッシュが得られる。組織表面の凹凸が大きい場合は γ を1より小さい数にして、球体メッシュが少しだけ組織の凹凸形状に近づくように変形した後、スムージングを行ってメッシュの歪みを修正する。この操作を何度か繰り返し十分に組織の凹凸面に近づいたところで $\gamma = 1$ と置いて組織表面に投影する。スムージングには Taubin の方法⁽²⁾を用いた。Fig. 4(b) は脊髄を含む脳組織のメッシュモデルを4段階の変形と投影で生成する様子を示す。

3.2. 逆問題用グリッド生成法

電流源の分布を計算するために脳内部にグリッドを生成する。まず、Fig. 5(a)に示すように脳を包含する直方体領域をグリッドで埋め尽くしておき脳外部にあるグリッドを削除する。内部と外部の判断には立体角の値を用いる。グリッド点の脳表面メッシュに対する立体角は式(4)で表さ

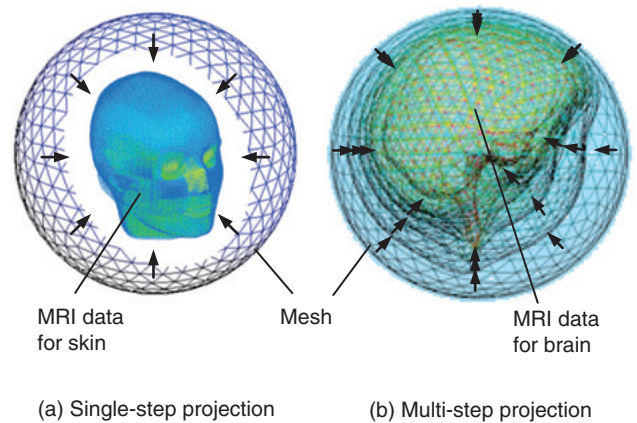


Fig. 4 Projection of spherical mesh

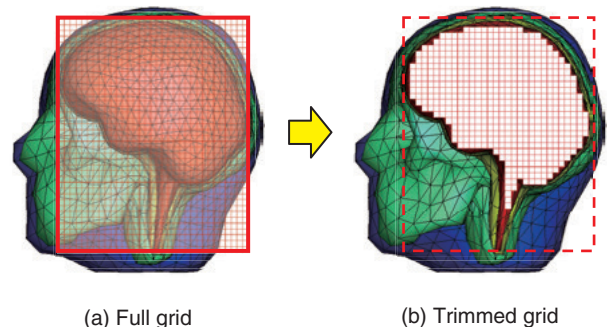


Fig. 5 Grid for inverse problem calculation

れる。ここで、 $\mathbf{r}_{i1}$, $\mathbf{r}_{i2}$, $\mathbf{r}_{i3}$ は脳表面メッシュの i 番目の三角形要素節点のグリッド点に対する位置ベクトル、 N は脳表面メッシュの要素の数である。

$$\Omega = 2 \sum_{i=1}^N \tan^{-1} \frac{\det(\mathbf{r}_{i1}, \mathbf{r}_{i2}, \mathbf{r}_{i3})}{|\mathbf{r}_{i1}| |\mathbf{r}_{i2}| |\mathbf{r}_{i3}| + |\mathbf{r}_{i1}| (\mathbf{r}_{i2} \cdot \mathbf{r}_{i3}) + |\mathbf{r}_{i2}| (\mathbf{r}_{i3} \cdot \mathbf{r}_{i1}) + |\mathbf{r}_{i3}| (\mathbf{r}_{i1} \cdot \mathbf{r}_{i2})} \quad (4)$$

グリッド点が脳表面メッシュ内部にあれば立体角は 4π ，境界上にあれば 2π ，外部にあれば 0 となる。Fig. 5(a) は脳を包含する直方体領域のグリッドを示す。Fig. 5(b) は脳外部と脳表面のグリッドを除いた結果を示す。

3.3. リードフィールドの計算

人体頭部組織の形状や物性値を考慮できる数値解法には有限差分法，有限要素法，BEM 等があるが，少ない未知数で精度よく計算できる BEM を用いることとした。

式 (5) は電磁界を表す Maxwell 方程式である。

$$\begin{cases} \nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}, & \nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \\ \nabla \times \mathbf{H} = \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} + \mathbf{J}, & \nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \end{cases} \quad (5)$$

ここで $\mathbf{E}$, $\mathbf{H}$, $\mathbf{B}$, $\mathbf{D}$, $\mathbf{J}$, ρ , t はそれぞれ電界，磁界，磁束密度，電束密度，電流密度，電荷密度，時間である。脳内電流を考慮するために脳内電流密度を $\mathbf{J}^i$ ，導電率を σ とすると電流密度 $\mathbf{J}$ は式 (6) のように表わされる。

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}^i + \sigma \mathbf{E} \quad (6)$$

脳内電流が数百 Hz 程度の低周波信号であることを考慮して準静的近似を行い，式 (5) と式 (6) をまとめて整理すると脳内電流に関する電磁界は次の式 (7) で表される。

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}^i - \sigma \nabla V \quad (7)$$

ここで V は電位である。ベクトル公式と Green の定理を利用して式 (7) を表面積分の式に変形する。電位を求める表面積分方程式は式 (8) となる。磁界を求める表面積分方程式は式 (8)，式 (9) の連立方程式となる⁽³⁾。

$$\frac{\alpha_k(\mathbf{r}) + \beta_k(\mathbf{r})}{2} V(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\mathbf{J}^i(\mathbf{r}') \cdot (\mathbf{r} - \mathbf{r}_s)}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_s|^3} - \sum_{j=1}^m \frac{\alpha_j - \beta_j}{4\pi} \int_{S_j} \frac{V(\mathbf{r}') \mathbf{n}(\mathbf{r}') \cdot (\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dS_j \quad (8)$$

$$\mathbf{H}(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\mathbf{J}^i(\mathbf{r}') \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}_s)}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_s|^3} - \frac{1}{4\pi} \sum_{j=1}^m (\alpha_j - \beta_j) \int_{S_j} \frac{V(\mathbf{r}') \mathbf{n}(\mathbf{r}') \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dS_j \quad (9)$$

ここで $\mathbf{r}_s$ は電流源の位置ベクトル， $\mathbf{n}(\mathbf{r})$ は $\mathbf{r}$ における面法線ベクトル， α は内側隣接組織の導電率， β は外側隣接組織の導電率， S はメッシュ面， j , k はメッシュ面の番号，

m はメッシュ面の総数を示す。式 (9) と球体近似の式 (1) とを比較すると，右辺第 2 項が頭部組織の形状や物性を計算に反映していることがわかる。

式 (8)，式 (9) を離散化し人体メッシュ面に適用して BEM で解くとリードフィールドが求められる。各グリッド点の電流 $\mathbf{J}^i$ を単位電流と仮定して式 (8) から求めた V が EEG のリードフィールドとなる。同様に式 (8)，式 (9) を連立させて求めた $\mathbf{H}$ が MEG のリードフィールドとなる。電流位置に関連しない項は係数行列にまとめて LU 分解し，電流源ごとに後退代入と前進代入を行い解を求めた。

3.4. 逆問題解法

位置 $\mathbf{r}$ の電流源強度 $s(\mathbf{r}, t)$ と計測データ $\mathbf{b}(t)$ との関係はリードフィールド $\mathbf{L}(\mathbf{r})$ を用いて式 (10) で表される。

$$\mathbf{b}(t) = \int \mathbf{L}(\mathbf{r}) s(\mathbf{r}, t) d\mathbf{r} \quad (10)$$

ここで計測データとは EEG では電位 V の計測データ，MEG では磁界 $\mathbf{H}$ の計測データである。EEG や MEG の逆問題によく用いられる Minimum-variance 空間フィルタにおいては以下の式 (11) を用いて電流源強度を再構成する。

$$\hat{s}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{W}^T(\mathbf{r}) \mathbf{b}(t) \quad (11)$$

ここで $\hat{s}(\mathbf{r}, t)$ は真の $s(\mathbf{r}, t)$ と区別するため $\hat{}$ を付けて表す。 $\mathbf{W}(\mathbf{r})$ は再構成のための重みベクトルである。 $\mathbf{W}(\mathbf{r})$ は、「位置 $\mathbf{r}$ の電流源に対する感度が 1」になる条件で「他の位置の電流源の影響を最小化」して求める。これは式 (12) の制約条件のもとで式 (13) を最小化することで求められる。

$$\mathbf{W}^T(\mathbf{r}) \mathbf{L}(\mathbf{r}) = 1 \quad (12)$$

$$\mathbf{W}^T(\mathbf{r}) \langle \mathbf{b}(t) \mathbf{b}^T(t) \rangle \mathbf{W}(\mathbf{r}) \quad (13)$$

ここで $\langle \rangle$ は時間平均を表す。 $\mathbf{W}(\mathbf{r})$ は式 (14) で表される。

$$\mathbf{W}(\mathbf{r}) = \frac{\mathbf{R}^{-1} \mathbf{L}(\mathbf{r})}{\mathbf{L}^T(\mathbf{r}) \mathbf{R}^{-1} \mathbf{L}(\mathbf{r})}, \quad \mathbf{R} = \langle \mathbf{b}(t) \mathbf{b}^T(t) \rangle \quad (14)$$

この $\mathbf{W}(\mathbf{r})$ を用いて式 (11) から電流源を再構成できる⁽⁴⁾。

3.5. サブグリッド技術の逆問題への適用

逆問題解法においてはグリッド間隔を細かくすると解の位置精度を上げられるがグリッド点が増えるため計算時間が増加する。そこで順問題に使われるサブグリッド技術を逆問題に適用し，必要な領域だけグリッドを細かくすることで計算量の増加をおさえる。まず粗いグリッドで逆問題を解いて電流源強度が高い位置を求める。次に，求めた位置に隣接するグリッド領域だけを 1/2 ピッチのサブグリッドで細分割し，サブグリッド領域の逆問題を解いて電流源強度が高い位置をより詳細に求める。この操作をあらかじめ

め決められた回数繰返すと電流源強度の高い位置を精度良く求めることができる。サブグリッドを生成する領域は、グリッド点における電流源強度の全方向の一回微分が正になる点を探した後、電流源強度の高い順に一定個数を検出して求めた。サブグリッド技術を逆問題解法に適用したフローチャートを Fig. 6 に示す。ここで N_{max} はサブグリッドの最大反復回数である。

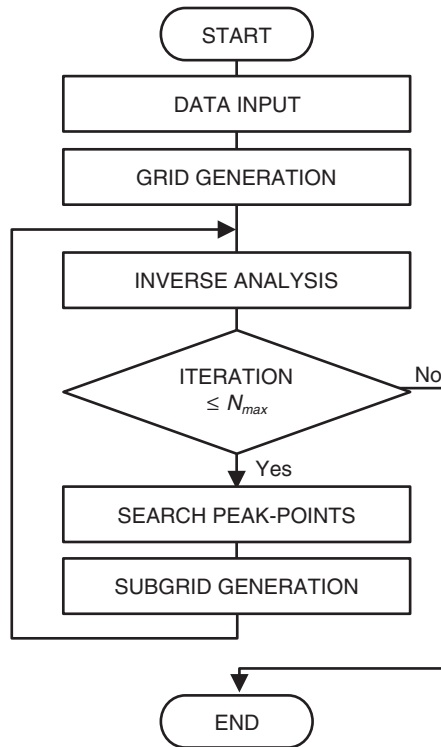


Fig. 6 Flowchart of inverse problem analysis with sub-grids

4. システムの検証

システムの検証のために実際の脳内に任意の電流を発生させることは困難であるため、数値シミュレーションによる検証を行った⁽⁵⁾。頭部周囲に210チャンネルのMEGセンサを仮定するとともに、脳内に座標、向き、波形の異なる三つの電流源を仮定する。センサ位置の磁界をあらかじめ順問題で計算しておき、この値をセンサ信号とみなして逆問題を解き電流源の再構成の検証を行った。Fig. 7は頭部モデルとセンサ配置面および電流源とを示す。磁界センサはセンサ配置面のメッシュの節点に配置される。頭部モデルは3章で説明した頭部4層モデルである。Table 1に電流源の位置と向きを、Table 2に波形を示す。被験者から見て頭部の前方、左方、上方がそれぞれx, y, z軸の正方向で、頭部重心が座標原点である。

逆問題解析は次の2種類のグリッドを用いて計算を比較した。いずれも最小グリッドピッチは2.5 mmである。

Table 1 Position and direction of sources

Source No.	Position [mm]	Direction
1	(5, -17.5, 57.5)	(1, 0, 0)
2	(5, 20, 57.5)	(1, 1, 0)
3	(5, 12.5, 20)	(0, 1, 1)

Table 2 Waveform of sources

Source No.	Wave form
1	$\exp\left(-\frac{(t-0.47)^2}{1.2/5.9}\right) * \sin\left(\frac{2\pi * 3.8 * (t-0.556)}{1.2}\right)$
2	$\exp\left(-\frac{(t-0.54)^2}{1.2/3.8}\right) * \sin\left(\frac{2\pi * 6.3 * (t-0.492)}{1.2}\right)$
3	$\sin\left(\frac{2\pi * 7.3 * (t-0.455)}{1.2}\right)$

- (1) ピッチが2.5 mmのグリッドによる逆問題解析 (サブグリッド使用せず)
- (2) ピッチが10 mmのグリッドによる逆問題解析 (サブグリッド反復を2回行う)

Fig. 8に2種類のグリッドを示す。頭部メッシュ内のグリッドを断面で表示している。

Table 3に計算結果を示す。どちらのグリッドでも三つの電流源は仮定した位置に再構成できている。サブグリッドの適用によりピッチが10 mmの粗いグリッドでもピッチが2.5 mmのグリッド使用時と同じ精度で電流源が再構成できた。また、計算は4101秒に対して190秒で終了し、約1/22の計算時間短縮の効果があった。

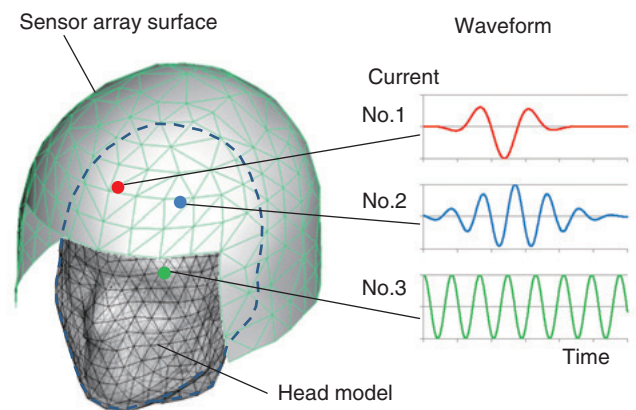
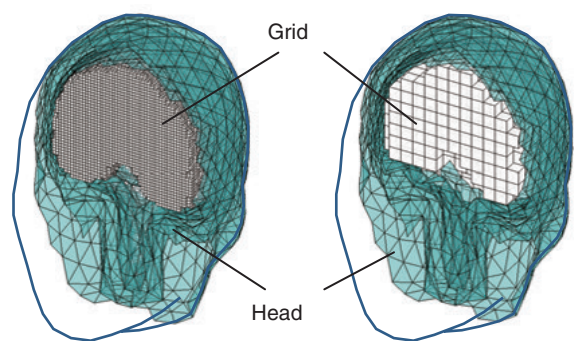


Fig. 7 Model of inverse problem analysis



(a) Pitch: 2.5 mm

(b) Pitch: 10 mm

Fig. 8 Grids for inverse problem analysis

Table 3 Results of reconstruction of the sources

Pitch of grid [mm]	2.5	10 (+Sub-grid)
Position [mm]	No.1	(-5, -17.5, 57.5)
	No.2	(-5, 20, 57.5)
	No.3	(5, 12.5, 20)
Calculation time [sec]	4101	190

Fig. 9 に計算結果を示す。赤い点の箇所は電流密度が高いことを表し三つの電流源が再構成されていることがわかる。Fig. 9(b) は電流源の周囲に 2.5 mm のサブグリッドが自動生成されていることを示す。

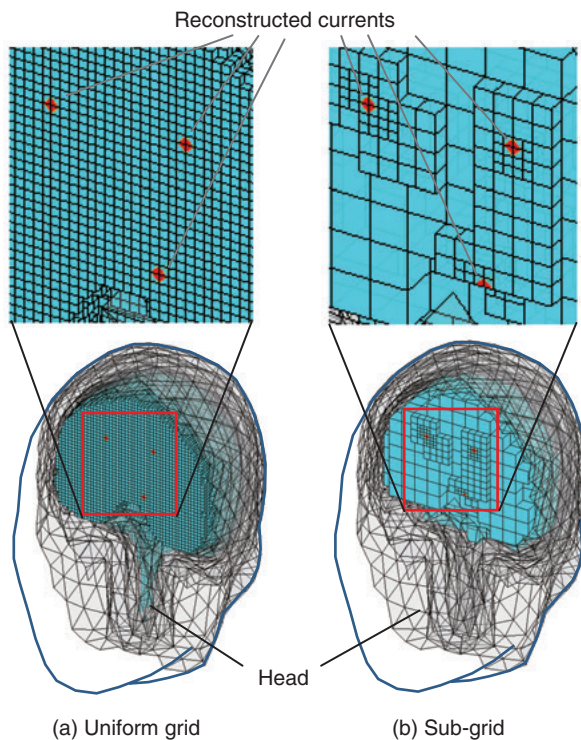


Fig. 9 Reconstructed currents in brain

5. まとめ

脳内電流源を再構成する電磁場逆問題システムを構築した。従来の球体近似計算の課題を解消するために BEM によるリードフィールド計算法を採用し、計算に必要な人体頭部メッシュモデルとメッシュ生成法及び逆問題用計算グリッドの生成法を開発した。また逆問題解法に Minimum-variance 空間フィルタを採用し、サブグリッド技術を逆問題解法に適用して高速化を図った。脳内電流を再構成する数値シミュレーション問題によりシステムの検証を行った。ピッチが 10 mm のグリッドにサブグリッド技術を適用すると、ピッチが 2.5 mm のグリッドで得られるのと同じ位置精度の解が約 1/22 の計算時間で得られることを確認した。本システムにより被験者の頭部組織の形状や

物性値を考慮した電流源の再構成が可能になった。本システムではサブグリッド技術を電磁場の逆問題解法へ適用したが、流体解析、構造解析、音響解析等の他分野の逆問題にも応用可能である。今後、広範な分野への応用展開を図る予定である。

参考文献

- (1) 岡部達哉, 山田健太郎, 木村真弘, 戸田明祐, 佐藤雅昭, 山下宙人, 武田祐輔, 川人光男: 考えるだけで機械を操作する BMI 技術, Honda R&D Technical Review, Vol. 22, No. 2, p. 91-98
- (2) Taubin, G.: A signal processing approach to fair surface design, SIGGRAPH '95 proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques, p. 351-358(1995)
- (3) Sarvas, J.: Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem, Phys. Med. Biol., Vol.32, No.1, p. 11-22(1987)
- (4) Capon, J.: High-resolution frequency wavenumber spectrum analysis, Proc. IEEE, Vol. 57, p. 1408-1419(1969)
- (5) Kumihashi, I. Sekihara, K.: Array-gain constraint minimum-norm spatial filter with recursively updated gram matrix for biomagnetic source imaging, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 57, p. 1358-1365(2010)

■著者■



春松 正敏



八代 勝也



関原 謙介