

## 科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 6 月 14 日現在

機関番号：14301

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2015

課題番号：25390153

研究課題名(和文)不均質異方性大規模ボクセルモデル内低周波電磁界の数値計算法に関する研究

研究課題名(英文) Numerical calculation method for electrostatic fields in large-scale inhomogeneous anisotropic voxel models

研究代表者

濱田 昌司 (Hamada, Shoji)

京都大学・工学(系)研究科(研究院)・准教授

研究者番号：20246656

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,600,000円

研究成果の概要(和文)：不均質な異方性を有する大規模ボクセルモデル内の低周波電磁界解析手法として、ボクセルモデル用静的モーメント法を開発した。解析解との比較などを通じ妥当性検証にも成功した。提案法はボクセルモデル用間接境界要素法との併用が可能で、両手法共に高速多重極法と高速フーリエ変換とを用いて、高速大容量計算に向く計算法として整備した。人頭部の磁気共鳴画像と拡散テンソル画像から形状情報と導電率テンソル情報を抽出してボクセルモデルを作成した。このモデルを用い、外部磁界印加時の誘導電流・電界を計算し、妥当な結果を得た。約2億未知数の異方性頭部モデルを、PCを用いて約83分で求解でき、本手法の高速大容量性能が示された。

研究成果の概要(英文)：A voxel-based static method of moments (MoM) is proposed and validated to analyze electrostatic fields in large-scale voxel models with inhomogeneous anisotropic conductivities. This MoM can be concurrently applied with the voxel-based indirect boundary element method, and both methods can be accelerated by the fast multipole method and fast Fourier transform in the same manner. We calculated the magnetically induced electric field in a human head model constructed using magnetic resonance imaging and diffusion tensor imaging data. The calculated electric currents exhibit qualitatively reasonable distributions. The proposed method could solve 188,296,465 unknowns of the head model within 83 minutes using a personal computer.

研究分野：電気工学

キーワード：計算物理 電磁界解析 誘導電流 モーメント法 ボクセル 異方性 低周波 高速多重極法

## 1. 研究開始当初の背景

不均質な異方性を有する大規模モデル内の電磁界解析の必要性が高まっている。例えば脳波・脳磁界解析や電気・磁気刺激療法などの医療用生体内電磁界解析では、磁気共鳴画像 (MRI) から作成した個人ボクセルモデルに基づく解析が望まれ、こうしたモデルは以下のような特徴をもつ。

- ・ ボクセルサイズは約 1~2mm で、頭部だけでも数十万~数百万ボクセルを要する。
- ・ 骨・筋肉・血管・神経線維等は mm スケールではどれも異方性媒質とみなされる。
- ・ 生体組織の導電率 (テンソル) は、至る所で値が異なり、空間的に不均質である。

電力機器分野でも異方性材料や傾斜材料が多用されているため、こうした材料内の数値電磁界解析技術の高度化への需要は高い。医療分野では特に、人命やクオリティ・オブ・ライフが関わるため、高精度・高性能解析への需要が高い。

異方性媒質の取扱いは有限要素法 (Wolters, NeuroImage, 2006)・差分法 (宇野亨, コロナ社, 1998)・モーメント法 (Graglia, Proc. IEEE, 1989)・境界要素法 (Brebbia, オーム社, 1993) といった各種数値解法で実行できるが、実規模・大規模問題への適用に際しては次の点が課題となる。

- ・ 必要メモリ容量と必要演算量とをできる限り削減すること。
- ・ 対象の誘電率・導電率の異方性を、適切にモデルに反映させること。

また、境界要素法については次の点も問題となる。

- ・ 間接境界要素法 (表面電荷法・表面磁荷法) では異方性媒質を取り扱えない。

報告者は、表面電荷法の高精度・高速・大容量化に取り組み (濱田他, 電気学会論文誌 A, 1999; 同 2000; 同 2001; 同 2002; 同 2003; 同 2004; Hamada, IEEE Trans. Magn., 2003; Hamada, Computer Physics Communications, 2011 等)、特に大規模ボクセルモデルを高速多重極法で取り扱う手法を提案し性能向上に貢献し (濱田他, 電気学会論文誌 A, 2006)、2007 年には PC 上で、組織ボクセル数が 1 億を超える (未知数個数とは異なるが) 計算にも成功した (濱田他, 電気学会論文誌 A, 2008)。また、人体モデルを主な計算対象の 1 つとしてきた経緯から、媒質の異方性の考慮を課題の一つとしてきた。既に、立方体ボクセル毎に面電荷を 6 枚用いる表面電荷法に、電荷量拘束条件を課すことで、媒質の異方性を考慮できることを報告していた (濱田, 日本計算工学会, 2012 等)。

## 2. 研究の目的

人体詳細モデルや実規模電気機器モデルなどの、導電率・誘電率に不均質な異方性を有する大規模ボクセルモデル内の低周波電磁界の数値解析手法について、高精度・高速・大容量化を図り、計算法の高度化に貢献する。主な具体的研究目的を列挙する。

### (1) 異方性媒質解析に対応可能な間接境界要素法の開発と改良

表面要素 (境界要素) のみを用いて、異方性媒質を取り扱う手法を開発・改良し性能を明らかにする。報告者が日本計算工学会等で発表済みの技法を基礎として、開発プロセスの継続とさらなる改良を目指す。また、解析解が既知の問題や、他手法で解析された問題を収集し、開発手法による解析結果と比較し精度を明らかにする。

### (2) ボクセルモデル解析用の間接境界要素法の高速度化手法の開発・改良

ボクセルモデル解析では 3 次元 FFT により相互作用計算を高速化できるが、大容量化に困難がある。高速多重極法を用いても、要素配置が空間的に密な境界要素法は性能を上げにくい。そこで高速多重極法の近距離計算を 3 次元 FFT で行う併用法を検討・実装し、性能を明らかにする。

### (3) 対象の異方性誘電率・導電率をモデルに反映させる方法の検討

導電率テンソルを拡散テンソル画像 (DTI; MRI の一種) から推定する手法が多数提案されている (Tuch, Proc. Nat. Acad. Sci. USA, 2001; Sekino, J. Appl. Phys. 2003 等)。少数だが誘電率推定の提案もある。各手法を比較検討しモデル作成と解析を通じて実用性を明らかにする。媒質の非線形性の考慮は磁場解析では必須だが、導電・誘電材料を扱う本研究では考慮外とする。

## 3. 研究の方法

外部磁界印加時の生体組織内の低周波微弱誘導電流解析を対象にして検討を行う。

### (1) 基本式

解析の基本式は、誘導電流による 2 次磁界と変位電流とを無視することで以下となる (例えば Dawson, Bioelectromagnetics, 1997)。磁束密度  $B_0$  と対応するベクトルポテンシャル  $A_0$  (両者は  $B_0 = \nabla \times A_0$  を満たす) が印加されたとき、誘導電界  $E$  と誘導電流密度  $J$  は、 $E = -j \omega A_0 - \nabla \phi$ ,  $J = \sigma E$ ,  $\nabla^2 \phi = 0$  を満たす。ここで  $j$  は虚数単位、 $\omega$  は角周波数、 $\sigma$  は導電率、 $\phi$  は電気スカラーポテンシャルを表す。単位法線ベクトル  $n$  を持つ境界面では境界条件式  $\sigma_+ E \cdot n = \sigma_- E \cdot n$  を満たす。ここで添え字  $\pm$  は  $n$  のプラス側とマイナス側を表す。この境界条件式は、 $s_+ = -\sigma_0$  ( $\sigma_{r+} - 1$ )  $E \cdot n$ ,  $s_- = +\sigma_0$  ( $\sigma_{r-} - 1$ )  $E \cdot n$  の 2 式と同等で

ある。ただし、 $\sigma_{\pm} = \sigma_0 \sigma_{r\pm}$  であり、 $s$  は表面電荷密度、 $\sigma_r$  は相対導電率、 $\sigma_0$  は任意の導電率基準値である。なおこの2式は、面のプラス側の諸量のみを用いる式と、面のマイナス側の諸量のみを用いる式に、分離された形となっている。異方性導電率は $\sigma$ および $\sigma_r$ を2階テンソル $\boldsymbol{\sigma}$ および $\boldsymbol{\sigma}_r$ と読み替えることで表現でき、次式が成立する。

$$\boldsymbol{\sigma}_r = \begin{pmatrix} \sigma_{rxx} & \sigma_{rxy} & \sigma_{rxz} \\ \sigma_{rxy} & \sigma_{ryy} & \sigma_{ryz} \\ \sigma_{rxz} & \sigma_{ryz} & \sigma_{rzz} \end{pmatrix} = ACA^T + I,$$

$$A = \begin{pmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{pmatrix},$$

$$C = \begin{pmatrix} \sigma_{ru} - 1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{rv} - 1 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{rw} - 1 \end{pmatrix}$$

添え字 T は転置を、 $\sigma_{rxx}$  等は xyz 座標系での $\boldsymbol{\sigma}_r$ の成分を表す。 $\mathbf{u} = (u_x \ u_y \ u_z)^T$ ,  $\mathbf{v} = (v_x \ v_y \ v_z)^T$ ,  $\mathbf{w} = (w_x \ w_y \ w_z)^T$  は $\boldsymbol{\sigma}_r$ の単位固有ベクトルで、 $\sigma_{ru}$ ,  $\sigma_{rv}$ ,  $\sigma_{rw}$  は各方向の固有値を表す。

## (2) ボクセルモデル用間接境界要素法

ボクセルモデル用間接境界要素法は導電率が異なる2ボクセルの境界面を、正方形の面電荷要素とみなす。境界条件を満たすように面電荷密度を求めることで $\phi$ や $\mathbf{E}$ を数値計算できる。ボクセルモデルでは $\mathbf{n}$ はx, y, z正方向の単位ベクトル $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ のいずれかとなる。前節に示した境界条件式にガラーキン法を適用し、次式で境界条件を表現する。

$$\sigma_0 \sigma_{r+} \overline{E_{n+}} = \sigma_0 \sigma_{r-} \overline{E_{n-}}$$

$$\overline{s_{+}} = -\sigma_0(\sigma_{r+} - 1)\overline{E_{n+}}, \quad \overline{s_{-}} = +\sigma_0(\sigma_{r-} - 1)\overline{E_{n-}}$$

$$\overline{E_{n\pm}} = \int_S \mathbf{E} \cdot \mathbf{n} dS / \ell^2, \quad \overline{s_{\pm}} = \int_S s_{\pm} dS / \ell^2$$

ここで、 $\ell$  はボクセル辺長、 $S$  は面要素表面を表す。今、 $\overline{s_{\pm}}$  を一様電荷密度 $\Sigma_{\pm}$ の正方形面要素で近似すると次式となる(図1(a))。

$$\Sigma_{+} = -\sigma_0(\sigma_{r+} - 1)\overline{E_{n+}}, \quad \Sigma_{-} = +\sigma_0(\sigma_{r-} - 1)\overline{E_{n-}}$$

ここで $\Sigma_{\pm}$ は、直接的には、要素の片側の物理量のみで決定される形式になっていることに注意し、この要素を片側面要素と呼ぶ。 $\Sigma_{\pm}$ の配置位置に通常表面電荷要素が配置される場合は、その電荷密度は $\Sigma_{+}$ と $\Sigma_{-}$ の和と一致する。以上の準備の下で、ボクセルモデル用間接境界要素法の表面電荷要素は、以下の手続きによって配置できる(図2)。

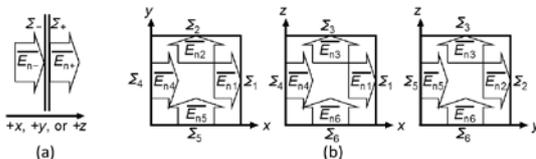


図1 (a) 片側面要素ペア, (b) 6枚組片側面要素

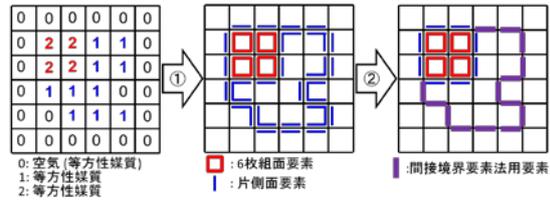


図2 要素の配置方法

- ① 片側面要素を等方性媒質ボクセルクラスターを覆う位置に置く。生体組織外の非導電性空気領域も等方性媒質として扱う。
- ② 同一位置に配置された2枚の片側面要素は、間接境界要素法の要素に置き換える。

## (3) ボクセルモデル用静的モーメント法

非等方性媒質を表すボクセルを、ボクセル内面を覆う6枚の片側面要素を用いて模擬し、低周波誘導電界を計算する手法を提案した。6面の一様電荷密度を $\Sigma_1 \sim \Sigma_6$ 、ボクセル内面の法線方向電界の平均値を $\overline{E_{n1}} \sim \overline{E_{n6}}$ として(図1(b))、次式を用いて前者を後者から決定する。今回も、直接的には要素の片側(ボクセル内側)諸量のみで $\Sigma_1 \sim \Sigma_6$ が定まる。

$$\begin{pmatrix} \Sigma_1 \\ \Sigma_2 \\ \Sigma_3 \\ \Sigma_4 \\ \Sigma_5 \\ \Sigma_6 \end{pmatrix} = \sigma_0 \begin{pmatrix} ACA^T + Y - \frac{Z}{6} & ACA^T - Y + \frac{Z}{6} \\ -ACA^T + Y - \frac{Z}{6} & -ACA^T - Y + \frac{Z}{6} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \overline{E_{n1}} \\ \overline{E_{n2}} \\ \overline{E_{n3}} \\ \overline{E_{n4}} \\ \overline{E_{n5}} \\ \overline{E_{n6}} \end{pmatrix}$$

$$Y = \begin{pmatrix} \sigma_{rxx} - 1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{ryy} - 1 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{rzz} - 1 \end{pmatrix},$$

$$Z = \begin{pmatrix} \sigma_{rxx} - 1 & \sigma_{ryy} - 1 & \sigma_{rzz} - 1 \\ \sigma_{rxx} - 1 & \sigma_{ryy} - 1 & \sigma_{rzz} - 1 \\ \sigma_{rxx} - 1 & \sigma_{ryy} - 1 & \sigma_{rzz} - 1 \end{pmatrix},$$

ここで $Z$ を含む項が総電荷量の0拘束項である。上記関係式は以前に報告した関係式(濱田, 日本計算工学会, 2012)と少し異なり、性能が改善されている。また本方式は、境界要素と境界条件を用いて体積要素を模擬したものとも解釈できる。以上の準備の下で、ボクセルモデル用静的モーメント法の面要素は以下の手続きによって配置でき、間接境界要素法の面要素と併用可能となる(図2)。

- ① 全ての異方性媒質ボクセルに、6枚組の片側面要素を配置する。
- ② 6枚組の片側面要素は、間接境界要素法の要素に変換できないこととする。

## (4) ボクセルモデル用高速多重極法

境界要素法の支配方程式を高速に求解するために高速多重極法(FMM)が用いられている。ボクセルモデル用間接境界要素法とボクセルモデル用静的モーメント法とは面要素と境界条件が共通仕様であり、前者用に開発されたFMMは後者に対してもそのまま適用できる。ただし、後者での面要素の空間充填密度は、前者のそれより大幅に増加するため、FMMの演算速度改善の工夫が必要となる。

ここではFMMの近傍場計算にFFTを用いる

手法を考え、係数行列ベクトル積演算の速度性能を改善した。なお、De Zaeytjij, Bogaert, Franchoisら(J. Comput. Phys., 2008)が、3次元均一直交格子の体積要素を用いるMoMについて、FMM近傍場計算をFFTで高速化した先行研究があることが判明したが、本手法は面要素用であるという相違がある。

#### (5) DTI データからの人体頭部モデルの作成

異方性導電率情報を含むモデルの解析を行うために、拡散テンソル画像法(DTI)で撮像した人体頭部データを用い、導電率テンソルを簡易推定した人体頭部モデルを作成した。DTIを用いたモデル作成は、Rullmann (NeuroImage, 2009)やWolters (NeuroImage, 2006)らが行っており、ここで用いた手法はRullmannの手法を簡略化した手法に相当する。DTIはMRIの一種であり、生体組織内の水分子の見かけの拡散テンソルを撮像する技術である。拡散テンソルと導電率テンソルとは、簡易的には比例関係にあるとみなせるので、比例定数を等方性媒質モデルの導電率(既知スカラー値)を利用して概算することで、導電率テンソルを推定できる。

拡散テンソルデータは、フリーソフト DTI Studio を用いて DTI サンプルデータ (<https://www.mristudio.org>) を解析して得た。元画像のサイズは  $256 \times 256 \times 58$  であり、これを  $88 \times 88 \times 60$  にリサイズし、ボクセルサイズを  $2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$  とみなした。DTI 画像とセットの T2 強調 MR 画像を用いて、3D 画像を 5 領域(空気、頭蓋骨外部、頭蓋骨、頭蓋骨内部、眼球)に分類した(図 3)。頭蓋骨内部には、白質・灰白質・脳脊髄液などが含まれており、これらの平均導電率を NICT Taro 人体モデル (Nagaoka et al. Physics in medicine and biology, 2004) と Hirata ら (Radiation protection dosimetry, 2010) が編集した等方性の組織導電率セットを用いて推定した。導電率テンソル推定後、その固有値が、脳脊髄液の導電率  $2.0\text{Sm}^{-1}$  以上であれば  $2.0\text{Sm}^{-1}$  に置き換えた。さらに皮質骨の導電率  $0.02\text{Sm}^{-1}$  の  $1/10$  の値 ( $0.002\text{Sm}^{-1}$ ) を下限値と設定し、これ以下かまたは負の固有値は  $0.002\text{Sm}^{-1}$  に置き換えた。モデルの各領域のボクセル数と平均導電率も図 3 内に示す。

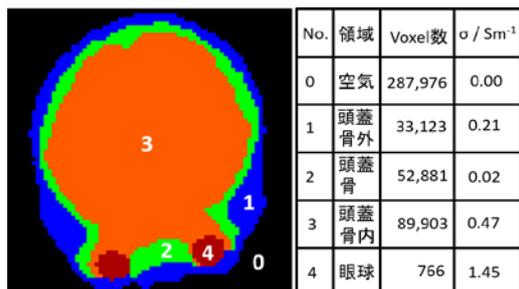


図 3 頭部モデルの領域分け

#### 4. 研究成果

提案したボクセルモデル用静的モーメント法の妥当性を比較計算等により検証した後、異方性人体頭部モデル内の誘導電界を計算可能であることを示した。さらにモデルの導電率テンソルをボクセル毎に等方スカラー値に置き換えたモデルと、領域毎に均一なスカラー値に置き換えたモデルの解析も行い、妥当性を検証した。さらに各ボクセルを細分割したモデルで誘導電界計算を行い、至る所で不均質な導電率テンソルを有するモデルでも有意な計算が行えることを検証した。以下、概ね雑誌論文[1]の記載に沿って成果を示す。

##### (1) 妥当性の検証

提案法の妥当性を検証するため、異方性主軸が辺方向に一致 ( $u=i, v=j, w=k$ ) した均質直方体導体に、一様垂直方向磁界 ( $50\text{Hz}$ ,  $1.0\mu\text{T}$ ) を印加した際の誘導電界を計算した。この例題は解析解 (Wang, Eisenberg, IEEE Trans. Magn., 1994) が知られ、提案手法と直接境界要素法 (これも自作コードを用いた) とによる計算結果は解析解とよく一致した (雑誌論文[1]図 5)。次に先の問題の異方性主軸を傾けて解析解が無い例題とした。この時、提案手法と直接境界要素法の結果は相互によく一致した (雑誌論文[1]図 6)。以上より提案法の妥当性が定量検証された。

なお、均質球導体内の誘導電界計算 (図 4)、導電率テンソルの主軸を仮想的に蛇行させた球導体内の誘導電界計算 (図 5)、2種類の直方体誘電体 (一方は異方性) を接触させたモデル内の電界計算なども行っており、どの場合も妥当な計算結果を得ている。

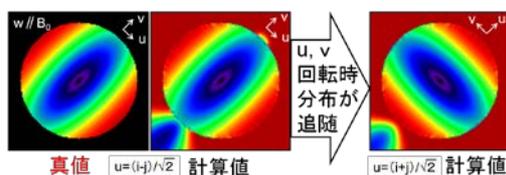


図 4 均質異方性球導体内の誘導電界

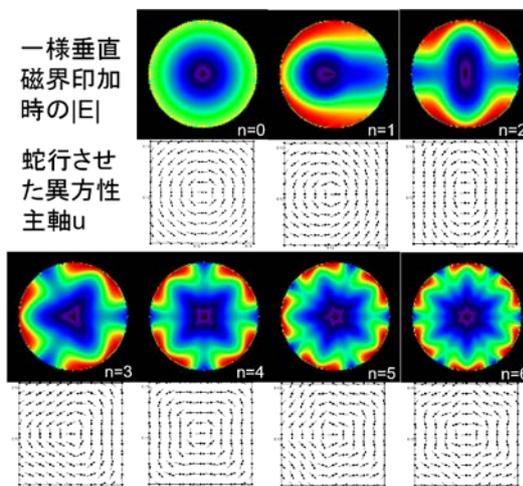


図 5 仮想異方性球導体内の誘導電界

## (2) 人体頭部モデル内誘導電界計算

3. (5)節で作成した異方性導電率をもつ頭部モデルを、提案手法とボクセルモデル用間接境界要素法とを併用して解析し、誘導電界  $E$  と電流密度  $J$  を求めた。印加場は  $1.0 \mu\text{T}$  の一様な  $50\text{Hz}$  垂直磁界とした。図 6(a) (b) に白質神経線維（下前頭後頭束と下縦束）を含む断面の異方性指標と求めた  $J$  分布を示す。頭蓋骨内部で白質・灰白質・脳脊髄液の導電率を反映した不均一な  $E, J$  分布が得られ、神経線維に沿う  $J$  が観察され、異方性導電率の効果（線維方向に導電性が高い）が現れている。以上よりボクセルモデル用静的モーメント法とボクセルモデル用間接境界要素法の併用が可能であることが示された。

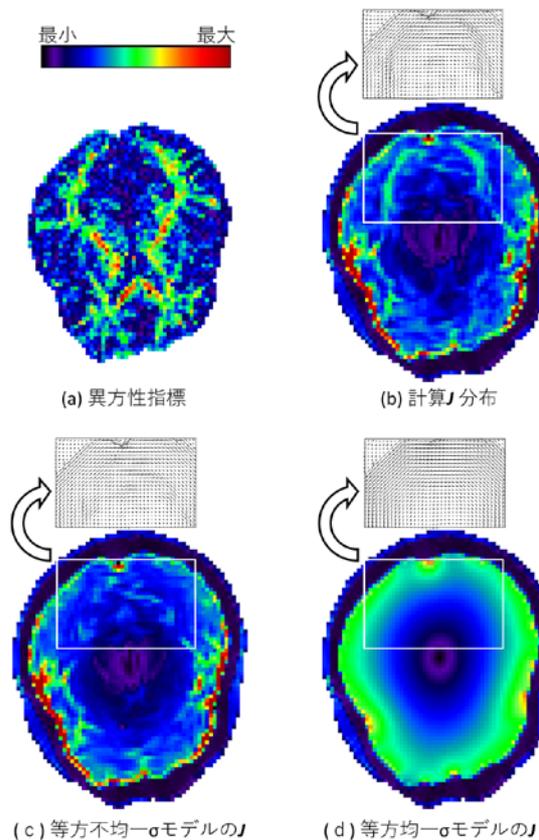


図 6 異方性指標と計算  $J$  分布

## (3) 導電率を変更したモデルでの電界計算

前節の結果の妥当性を検証するため、モデルの異方性導電率をボクセル毎に等方スカラー値  $\sigma = (\sigma_{ru} \sigma_{rv} \sigma_{rw})^{1/3}$  に置き換えたモデルを作成し電界計算を行った。図 6(b) と同一断面の  $J$  分布を図 6(c) に示す。図 6(b) で観察された白質神経線維に沿う  $J$  が消失しており、合理的な結果となっている。次にモデルの導電率を領域毎に均一平均値に置き換えたモデルを作成して電界計算を行った。図 6(b) と同一断面の  $J$  分布を図 6(d) に示す。図 6(b) (c) とは異なり単純な渦電流形状となり、これも合理的な結果である。以上より、DTI データから推定した導電率テンソルを反映した  $J$  分布が得られていることが分かる。

## (4) ボクセルを細分割したモデルの電界計算

使用した頭部モデルの導電率テンソルは、実測 DTI データから推定したため、至る所で値が不連続となっている。つまり導電率を推定した領域内では、ほぼ全ボクセルが異なる導電率テンソルを持つ。このようなモデルの解析が、適切に実行可能かどうかは、検証が必要だと考えられた。そこで各ボクセルを  $7 \times 7 \times 7$  に細分割し、これらの導電率テンソルは元ボクセルと同じとすることで、一定領域内で導電率テンソルが同一のモデルを作成し、電界計算を行った。作成した  $7^3$  細分割モデルと元のモデルの諸元と、図 6(b) と同一断面での  $J$  分布を図 7 に示す。元モデル内の  $J$  分布と細分割モデル内の  $J$  分布とは、巨視的に大きな相違は観察されない。つまり、元モデルを解析して得た  $J$  分布は、巨視的に有意な分布になっているといえる。また、 $7^3$  細分割モデルの未知数個数は 188, 296, 465 だが、PC を用いて約 83 分で求解でき、FMM の直接計算部を FFT 化した効果も含めて、本手法の高速大容量性能が実証された。

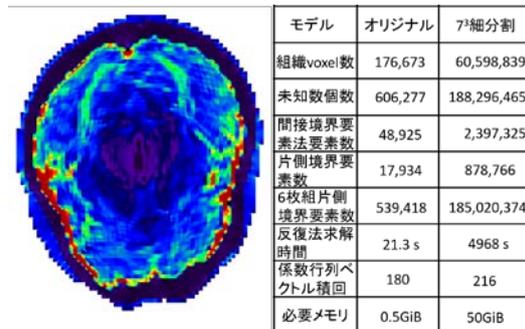


図 7  $7^3$  細分割モデルの  $J$

## (5) まとめ

不均質な異方性を有する大規模モデル内の低周波電磁界解析手法として、ボクセルモデル用静的モーメント法を開発し、ボクセルモデル用間接境界要素法との併用が可能で、高速大容量性能に優れた計算法であることを実証した。主な成果は以下となる。

- ・異方性媒質解析が可能な間接境界要素法の開発に成功した。解析解が既知の問題について提案手法・直接境界要素法・解析解で比較計算を行い、次に解析解が無い問題について提案手法・直接境界要素法で比較計算を行う手順で、提案法の妥当性検証に成功した。
- ・ボクセルモデル解析用の間接境界要素法の高速化手法の開発・改良に成功した。高速多重極法の近傍相互作用計算を 3 次元 FFT で行う併用法を検討・実装した。188, 296, 465 未知数の問題を、PC を用いて約 83 分で求解でき、本手法の高速大容量性能が示された。
- ・対象の異方性物性値をモデルに反映させる方法を検討し、Rullmann の方法に類する方法で、DTI データから導電率テンソルを推定し、人体頭部モデルを作成した。MRI および DTI の実測データから、形状情報に加えて物性値

情報も抽出してモデル作成することで、モデル作成の手間の削減と、リアリティの向上を図った。ただし、導電率テンソルの推定精度にはなお改良の余地がある。

今後、個人の MRI・DTI データから組織形状と物性値を含む信頼性の高い数値人体モデルが容易に作成できるようになり、提案手法のような異方性導電率を考慮可能な手法を用いて、信頼性の高い電界計算結果が得られる環境が整っていくことが期待される。これにより生体などの異方性媒質を対象とする電磁界解析技術の有用性と実用性が、大きく高まっていくものと期待される。

## 5. 主な発表論文等 (研究代表者に下線)

[雑誌論文] (計 3 件)

[1] S. Hamada, Electrostatic field analysis of anisotropic conductive media using voxel-based static method of moments with fast multipole method, *European Journal of Computational Mechanics*, 査読有, In press (published online, May 19, 2016),

<http://dx.doi.org/10.1080/17797179.2016.1181033>

[2] S. Hamada, Voxel-Based Analysis of Electrostatic Fields in Virtual-Human Model Duke using Indirect Boundary Element Method with Fast Multipole Method, *CMES: Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 査読有, Vol. 102, No. 5, pp. 407-424, 2014,

doi:10.3970/cmcs.2014.102.407

[3] Shoji Hamada, Performance comparison of three types of GPU-accelerated indirect boundary element method for voxel model analysis, *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields*, 査読有, Volume 26, Issue 4, pp. 337-354, July/August 2013, DOI: 10.1002/jnm.1883

[学会発表] (計 9 件)

[1] 濱田昌司, 完全導体立方体空洞内電磁界の MoM 解析, 電気学会全国大会, 2016 年 3 月 16 日, 東北大学

[2] 濱田昌司, 近傍場計算に 3D-FFT を併用するボクセルモデル用高速多重極静的 MoM, 電気学会 A 部門大会, 2015 年 9 月 18 日, 金沢大学

[3] Shoji Hamada, Electrostatic Field Analysis in Anisotropic Conductive Media Using a Voxel-based Static Method of Moments, *International Conference on Boundary Element and Meshless Techniques XVI (BeTeq 2015)*, pp. 59-66, ISBN 978-0-9576731-2-0, Valencia, Spain, July

6, 2015.

[4] 濱田昌司, 近傍場計算に 3D-FFT を併用するボクセルモデル用高速多重極表面電荷法, 電気学会全国大会, 2015 年 3 月 24 日, 京都市大学

[5] Shoji Hamada, A voxel-based electrostatic field analysis for the virtual-human model Duke using the indirect boundary element method With a GPU-accelerated fast multipole method, *37th International Conference on Boundary Elements and other Mesh Reduction Methods (BEM/MRM 37)*, pp. 135-147, ISBN: 978-1-84564-896-1, New Forest, UK, Sep. 9, 2014.

[6] 濱田昌司, ボクセルモデル用表面電荷法によるポテンシャルに不定性を有する問題の取り扱いに関する検討, 電気学会 A 部門大会, 2014 年 8 月 21 日, 信州大学

[7] Shoji Hamada, Voxel-Based Analysis of Electrostatic Fields in Virtual-Human Model Duke using Indirect Boundary Element Method with Fast Multipole Method, *International Conference on Boundary Element and Meshless Techniques XV (BeTeq 2014)*, *Advances in boundary element & meshless techniques XV*, pp. 93-100, ISBN 978-0-9576731-1-3, Florence, Italy, July 16, 2014.

[8] 濱田昌司, ボクセルモデル用表面電荷法による Virtual family Duke モデル内電界計算, 電気学会全国大会, 2014 年 3 月 18 日, 愛媛大学

[9] 濱田昌司, 導電率異方性を持つ簡易頭部ボクセルモデル内の電界計算法の検討, 電気学会 A 部門大会, 2013 年 9 月 13 日, 横浜国立大学

[その他]

[1] Shoji Hamada, A voxel-based electrostatic field analysis for the virtual-human model Duke using the indirect boundary element method With a GPU-accelerated fast multipole method, *WIT Transactions on Modelling and Simulation*, 57, pp. 135-147, 2014. (学会発表[5]の online 版)

[2] Shoji Hamada, A novel electric current simulator in the human brain, *Scientia*, [www.scientiapublications.com](http://www.scientiapublications.com), May, 2016. (Online 雑誌の記事)

ホームページ等

<http://www.kuee.kyoto-u.ac.jp/~shamada/>

## 6. 研究組織

(1) 研究代表者

濱田 昌司 (HAMADA, Shoji)

京都大学・大学院工学研究科・准教授

研究者番号: 20246656