

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 25 年 6 月 6 日現在

機関番号：14301

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2010～2012

課題番号：22560419

研究課題名（和文） 全頭型経頭蓋磁気刺激コイルアレイによる電流分布の  
ボクセルモデル解析に基づく合成法

研究課題名（英文） Controlling current distribution in voxel head model for transcranial  
magnetic stimulation using a coil array in whole-cortex MEG coil pattern

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

研究成果の概要（和文）：所望の経頭蓋磁気刺激電流分布に近い電流分布を頭蓋内に合成することを目指し、コイルアレイ方式の適用について検討した。306 チャンネル MEG 装置のコイルアレイ配置を流用し、頭部詳細ボクセルモデルの電界計算結果を用い、コイル電流値を重み付き最小二乗法により逆計算し、誘導電流分布を合成した。データ解像度行列に基づき電流（電界）分布の挙動を把握する汎用的手法を整備した。単一コイルによる電界分布よりも局所集中度の高い電界分布を、コイルアレイにより合成できる計算結果を得た。最大電力の 50%以上の電力での電界集中が可能な領域は、灰白質表面から 1cm 程度までの深さとなる計算例を得た。

研究成果の概要（英文）：Basic characteristics of electric field distribution in cerebral cortex induced by a magnetic coil array were investigated. The array has the same arrangement as that used in a 306-channel whole-cortex MEG system. The coil currents were determined by the weighted least squares and characteristics of the induced electric fields were analyzed with the data resolution matrix of the inverse problem. The matrix provided a variety of quantities and procedures useful to estimate the basic response of the system.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010 年度	1,300,000	390,000	1,690,000
2011 年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2012 年度	900,000	270,000	1,170,000
総計	3,200,000	960,000	4,160,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：電気電子工学・計測工学・計測システム

キーワード：経頭蓋磁気刺激、コイルアレイ、ボクセル、電界計算、逆計算、データ解像度行列

### 1. 研究開始当初の背景

経頭蓋磁気刺激法 (TMS) は、頭部周辺に配置した励磁コイルにより頭蓋骨を越えて頭蓋内に誘導電流を単発または反復的に誘起し、脳神経を非侵襲的に刺激することにより、脳機能マッピングを行ったり、精神医学的疾患の治療を行ったりする技術である。そのメカニズムや有効性には不明確な部分もあるものの、安全性への懸念は小さいことから、広く使用されるようになっていく。

TMS の性能の物理的決定要因の一つとして、刺激電流（電界）を目標脳領域に的確に

誘導し、かつ他の領域ではなるべく電流を小さく抑えるという、誘導電流分布の的確なコントロール技術の優劣が挙げられる。多くの場合、経験的な手法でコイルの配置やサイズなどを決定しているが、誘導電流の数値解析結果に基づいて TMS の電流分布を把握・制御する試みも行われている。例えば関野・上野は 8 字コイルや円形コイルにより頭部ボクセルモデル内に誘導される電流分布を有限要素解析し、所望電流分布を近似するのに適したコイル配置・コイルサイズなどの定量決定を試みた（日本応用磁気学会誌、2005）。

使用されるコイル形状は主に8字コイルと円形コイルだが、コイルアレイを用いて TMS 用電流分布を合成する手法も、例えば、J. Ruohonen and R. J. Ilmoniemi により基礎的な検討が行われていた (Med. Biol. Eng. Comp., 1998)。しかし、十分な検討が行われたとは言い難く、コイルアレイを用いて電流分布を制御した実例も見当たらない。所望の誘導電流 (電界) 分布に対し、コイルアレイの電流群を逆計算により決定すれば、単一コイルよりも高い自由度で誘導電界分布を合成・制御でき、多焦点化や刺激位置の移動といった固有の動作モードも実現できると予想される。しかし、多数の独立電源が必要であること、コイル電流制御に高精度が要求されること、熱的機械的問題の考慮も必要なことなどから、実用化には相当に高いハードルがあると考えられている。

一方筆者は生体モデル内の数値電界計算手法と、その脳波・脳磁図 (MEG) 解析への応用も手掛けており、その中で 306 チャンネル全頭型 MEG 計測装置である Elekta-euromag 社 Vector-view のコイルアレイによる頭部ボクセルモデル内誘導電界計算も行ってきた。MEG 用コイルと TMS 用コイルとは相反定理を通じて電磁気学的に同等に扱え、MEG 用途で実績のあるコイル配置には TMS 用途にも相応の有用性を期待できると予想した。そこで、MEG 用コイルアレイ配置を TMS 用途に用いることを想定し、所望の電流分布に近い経頭蓋磁気刺激電流分布をボクセルモデルの数値解析結果に基づいて合成する手法の研究に着手した。

## 2. 研究の目的

本研究の目的は、頭部ボクセルモデルの数値電界計算結果に基づき、所望する電流分布に近い TMS 用電流分布を、全頭型コイルアレイを用いて合成する手法について検討を行い、電流分布制御技術の高度化により TMS 技術の向上に資することである。具体的には、(1) 所望する電流分布に近い TMS 用電流分布を得るためのコイル電流決定法 (逆計算法) について検討し、さらに、得られる電流分布の評価方法についても検討する。(2) 脳深部に電流密度最大点を形成するような電流分布は得られないことが知られているが、それを踏まえて脳深部の刺激を目指した際の限界を定量的に明らかにすること。(3) コイルアレイによる誘導電界分布やコイル磁場分布に関する知見を、単一コイルの設計支援に活用する可能性を模索すること。

などである。さらに、関連技術の整備により、TMS 技術の向上に寄与することも目的とした。関連技術には以下が含まれる。

(1) GPU などを利用した高速計算技術により電界計算の速度改善を図る。

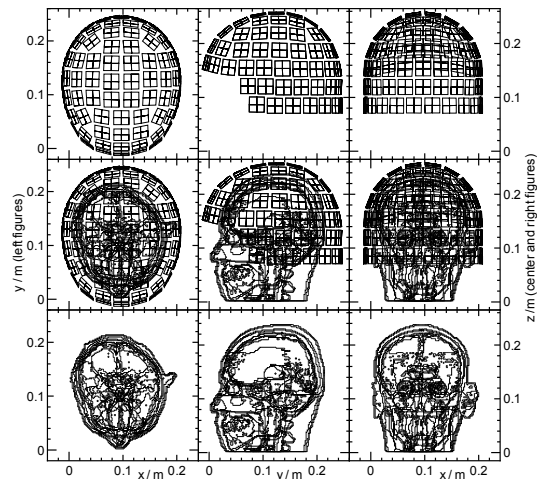


図1 306 チャンネル MEG コイルと頭部ボクセルモデル (NICT Taro の一部)

- (2) 表面電荷法を改造し導電率異方性を考慮可能な電界計算法を整備する。
- (3) 異方性を考慮した頭部モデルを用いて信頼性の向上を図る。

## 3. 研究の方法

### (1) モデル設定

図1のコイルは、102個の8字 (日の字) コイルと、これらに直交配置された102個の8字コイルと、102個の正方形コイルとで構成されている (コイル総数  $M=306$ )。頭部モデルとの間に数 cm の間隙が存在するのは MEG 用冷媒の断熱用である。頭部モデルには NICT Taro (日本人成人男性モデル, T. Nagaoka, et al., Phys. Med. Biol, 2004) の頭部を用いた。ボクセルサイズは 2mm、組織ボクセル数は 583,109 個、大脳灰白質ボクセル数は 73,362 個、組織数は 22 種である。導電率は等方性の値を利用した。正弦波理想電流源により各コイルに個別に単位電流を通電させて、モデル内誘導電界を計算し (数値解析手法にはボクセルモデル用表面電荷法を使用)、これらをまとめて  $3N$  行  $M$  列の実行列  $A$  を得る。ただし、 $N$  は考慮するボクセル個数で、組織ボクセル数か灰白質ボクセル数かのどちらかとした (前者の場合  $A$  の成分数は約 5 億個となる)。相互インダクタンスを無視すると、コイル電流群を  $M$  行 1 列ベクトル  $C_0$  と表記して、誘導電界  $E_0$  は次式で表される。

$$E_0 = AC_0 \quad (1)$$

誘導電界分布を所望の電界分布  $E_{in}$  になるべく近づけたいと考え、これを実現するコイル電流群  $C$  を重み付き最小二乗法によって決定 (逆計算) すると次式となる。

$$C = (A^TWA)^{-1}A^TWE_{in} \quad (2)$$

重み行列  $W$  は (1) 式の各行に対する拘束重みを対角成分とする  $3N$  行  $3N$  列の実対角行列とする。このとき誘導電界  $E$  は次式となる。

$$E = AC \quad (3)$$

(2) 合成  $E$  挙動の把握手法の基本方針

$E$ の合成に必要な式((1)~(3)式)の整備やプログラム作成は、短期間の内に実現できたが、実際に計算を行った結果、 $E_{in}$ の設定方法に困難があることが判明した。所望の  $E_{in}$  が既知なら、その  $E_{in}$  を使用できるが、そうでないケースや、モデル系の一般的な応答特性の把握を目標とする場合は、 $E_{in}$  の設定自由度があまりにも高すぎた。 $E_{in}$  を仮定して  $E$  を計算する手順を闇雲に繰り返すような方法では、一般性のある議論は困難なことが判明した。さらに、評価量の設定も自由度が高く、採用すべき評価量の検討も必要であった。

そこで、一般性のある調査手法を数学的に検討するため、先ず(2)(3)式より次式を得た。

$$E = AC = A(A^TWA)^{-1}A^TW E_{in} = B E_{in} \quad (4)$$

$3N$ 行  $3N$ 列の実行列  $B$  はデータ解像度行列と呼ばれ(メンケ,「離散インバース理論」,古今書院,1997)、逆計算結果の挙動を調べる際の基礎となる行列の一つである。行列  $B$  の性質は、例えば  $B$  の各列を観察すれば把握できる。 $B$  の  $i$  列は右辺  $E_{in}$  の  $i$  行に対する単位応答を意味し、この単位応答の電界分布が対応するボクセルの近傍に集中しているほど分布の局所集中度は良好になる。 $E$  は全単位応答の線形和になるが、 $E$  を局所に集中させようとしても、個別の単位応答よりも集中度が大幅に改善されることはなく、結局、単位応答の集中度が、(4)式で得られる合成電界の集中度の、概略の限界を与える。目標電界を大域的に広がった分布に設定した場合も、 $E$  は単位応答の線形和なので、その挙動は比較的素直に予測できる。

結局、 $B$  に注目して  $3N$  個の単位応答 ( $E$  分布を意味し、成分数も  $3N$  個) の状態を調査すれば、(3)(4)式の挙動を概略把握できる。

なお、 $E_{in}$  も  $E$  も 3次元ベクトルなので、 $B$  も 3行 3列のブロック行列単位 (=ボクセル単位) で観察した。 $B$  の行と列を共に  $N$  ブロックに分け、行ブロック番号を  $v'$  ( $=1 \sim N$ )、列ブロック番号を  $v$  ( $=1 \sim N$ ) とし、3行 3列実行列  $B_{v'v}$  について次式を得る。

$$E_{v'v} = B_{v'v} e_v \quad (5)$$

3行 1列の列ベクトル  $e_v = (e_{vx} \ e_{vy} \ e_{vz})^T$  は  $v$  番ボクセルで定義された単位ベクトル ( $e_{vx}^2 + e_{vy}^2 + e_{vz}^2 = 1$ ) である。3行 1列の列ベクトル  $E_{v'v}$  は  $v'$  番ボクセルでの  $e_v$  に対する単位応答である。 $e_v$  を単位球面上で走査すれば  $E_{v'v}$  の挙動が分かる。なお、 $E_{v'v}$  は  $E_{in} = (0^T \dots e_v^T \dots 0^T)^T$  とした時の  $v'$  番ボクセルの誘導電界であり、 $(0^T \dots e_v^T \dots 0^T)^T$  は、 $v$  番ボクセル付近に誘導電界を局所集中させる意図を示唆する右辺である。

このように、 $E$  の挙動を把握する一般性のある手法を、ブロック化したデータ解像度行

列に基づき整備することを基本方針とした。

4. 研究成果

(1) データ解像度行列に基づく  $E$  の評価法

①  $B_{vv}$  に基づく検討

$v'=v$  の場合を考える。 $W$  はブロック単位、つまりボクセル単位で重みが指定されるとする。この時、(5)式は次式となり、(4)式の観察より  $B_{vv}$  は実対称行列となる。

$$E_{vv} = B_{vv} e_v \quad (6)$$

よって、 $B_{vv}$  には直交する 3 固有ベクトル  $u, v, w$  と対応する実固有値  $\lambda_u, \lambda_v, \lambda_w$  とが存在し、 $e_v$  が単位球面上を動くとき、電界  $E_{vv}$  は回転楕円体軌道を描く。この回転楕円体を観察すれば、 $E$  の分布を局所集中させようと思図した  $v$  番ボクセル位置での  $E$  の挙動を完全に把握できる。固有値の大きさが大きい程、概ね  $v$  番ボクセルへの電界集中度が高い分布となる。 $E_{vv}$  と  $e_v$  とは一般に平行でなく、 $e_v$  を次式で定めれば  $E_{vv}$  を任意の所望方向  $n$  に方向制御できる。

$$e_v = B_{vv}^{-1} n |B_{vv}^{-1} n|^{-1} \quad (7)$$

$$B_{vv}^{-1} = (uvw) \text{diag}(\lambda_u^{-1}, \lambda_v^{-1}, \lambda_w^{-1}) (uvw)^T \quad (8)$$

②  $B_{v'v}^T B_{v'v}$  に基づく検討

$v'$  ボクセルでの電界の 2 乗値  $|E_{v'v}|^2$  を考えると、(5)式から次式が得られる。

$$E_{v'v}^T E_{v'v} = e_v^T B_{v'v}^T B_{v'v} e_v / e_v^T e_v \quad (9)$$

ここで  $B_{v'v}^T B_{v'v}$  は半正定値実対称行列となるので、(9)式の最大・最小値は  $B_{v'v}^T B_{v'v}$  の最大・最小固有値と一致し、対応する固有ベクトルがその時の  $e_v$  となる。

$E_{v'v}$  に対して所望する既知方向  $n$  は無い場合でも、 $|E_{v'v}|^2$  で定義される諸量が最大・最小となるような特徴的な  $e_v$  の方向と、その最大・最小値は簡単に求められる。

同様に、各ボクセルの  $|E_{v'v}|^2$  をボクセル群(クラスタ)で加算してそれらの比を考えたり、平均値の比を考えたりすると(9)式を拡張できる。これらの比の最大・最小値は一般化固有値問題の最大・最小固有値と一致し、対応する固有ベクトルがその時の  $e_v$  となる。

例えば、一部の注目灰白質ボクセルへの平均注入電力と、全灰白質ボクセルへの平均注入電力との比を評価量とすれば、その最大・最小値と対応する  $e_v$  は厳密計算でき、 $e_v$  はこの問題の特徴方向と見なせる。こうした量を評価量に採用すると、物理的意味が明確であり、さらに計算上も便利である。

③ 単位入力ベクトル  $e_v$  の拡張

(5)式では、 $v$  番ボクセルにのみ単位ベクトル  $e_v$  を設定していたが、次式のように、共通の単位ベクトル  $e$  を複数のボクセル(クラスタ  $\Omega$  とする)に写像して割り振っても、これまでと同様の議論が可能である。

$$\mathbf{E}_{v' \in \Omega} = \sum_{v \in \Omega} B_{v'v} F_v \mathbf{e} \quad (10)$$

$F_v \mathbf{e}$  は  $v$  番ボクセルでの駆動ベクトルとなる。出力電界の2乗値も②の要領でクラスタ化してまとめると ( $v' \in \Omega'$ )、単位応答の個数とサイズを削減できる (単位応答はクラスタ平均値となるが)。つまり少数の評価量で  $\mathbf{E}$  の挙動を把握できる。例えばクラスタを脳の領野に一致させるのも有用であろう。なお、 $F_v = \mathbf{I}$ 、 $\Omega = \Omega'$  とすればサイズ削減したデータ解像度行列  $B_{\Omega\Omega}$  は実対称行列となるので、①と同様に  $\mathbf{E}_{\Omega\Omega}$  の挙動を回転楕円体表示でき、電界の局所応答は完全に把握できる。

## (2) 合成電界 $\mathbf{E}$ の評価例

### ①注目ボクセル $v$ と方向 $\mathbf{n}$ が既知の場合

1個のコイル (28-2番8字コイル) による  $\mathbf{E}$  分布に注目し (図2[a]と図3太線)、大脳灰白質内最大  $\mathbf{E}$  ( $=\mathbf{E}_{\max}$ ) 位置のボクセルを注目ボクセル  $v$  とし、 $\mathbf{E}_{\max}/|\mathbf{E}_{\max}|$  を所望  $\mathbf{E}$  方向  $\mathbf{n}$  とした。この  $\mathbf{E}$  分布と、(5)-(8)式で計算されるコイルアレイによる  $\mathbf{E}$  分布とを比較した。

図2は灰白質の上部表面図で、 $|\mathbf{E}|$  に応じて着色した (赤色部が強  $\mathbf{E}$ )。  $v$  ボクセル重心位置は  $(x, y, z) = (99, 159, 215)$  mm である。以下、 $v'$  ボクセルでの単位応答を  $\mathbf{E}_{v'}$  と略記する。図3[a]は  $|\mathbf{E}_{v'}|^2/|\mathbf{E}_{\max}|^2$  を降順に表示した図である。なお、図3の例では全ケースで  $v$  番ボクセルの  $\mathbf{E}$  が  $|\mathbf{E}_{\max}|$  となった。図3[b]は灰白質領域での総和演算を  $\Sigma_{GM}$ 、灰白質ボクセル数を  $N_{GM}$  とし、 $|\mathbf{E}_{v'}|^2 N_{GM} / \Sigma_{GM} |\mathbf{E}_{v'}|^2$  を降順に表示した図である。これは、灰白質平均注入電力の何倍の電力が  $v'$  ボクセルに注入されているかを表す。

図2[b]と図3の点線は、 $W$  の内、灰白質の値  $W_{GM}$  を1、灰白質以外の組織の値  $W_T$  を1 (ただし骨・CSFでは0) とした結果である。図2[b]および図3[a]より、 $\mathbf{E}$  分布が狭領域に集中したことが分かるが、図3[b]に大きな改善は見られない。灰白質以外の領域 (皮膚など) で  $\mathbf{E}$  を零とする拘束が強すぎたと思われる。図2[c]と図3の破線は  $W_T = 0.1^2$  (骨・CSFでは0) とした結果である。今回は図2図3の全てで  $\mathbf{E}$  分布の集中度の改善が見られる。特に灰白質の平均注入電力に対するピーク電力比は約4倍となった。図2[d]と図3の細線は  $W_T = 0$  とした結果であり、これも顕著な改善があり、電力比は約10倍となった。

### ②注目ボクセル $v$ が既知で $\mathbf{n}$ が未知の場合

灰白質ボクセル  $v$  は任意に選択し、 $\mathbf{e}_v$  の特徴方向は  $|\mathbf{E}_{v'}|^2 N_{GM} / \Sigma_{GM} |\mathbf{E}_{v'}|^2$  が最大となる場合の  $\mathbf{e}_v$  方向とした。この  $\mathbf{e}_v$  に対して全  $\mathbf{E}_{v'}$  を求めて分布を観察する。なお、以降の解析では大脳灰白質以外の組織は無視し、行列のサイズも  $N = 73,362$  に削減して計算した。

注目する灰白質ボクセル  $v$  は、深さ方向に長い直線区間で位置を連続変化させられる

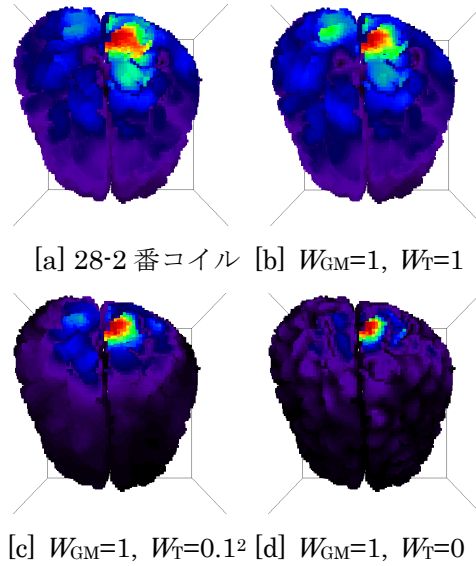


図2 コイルアレイによる  $\mathbf{E}$  分布の局所化

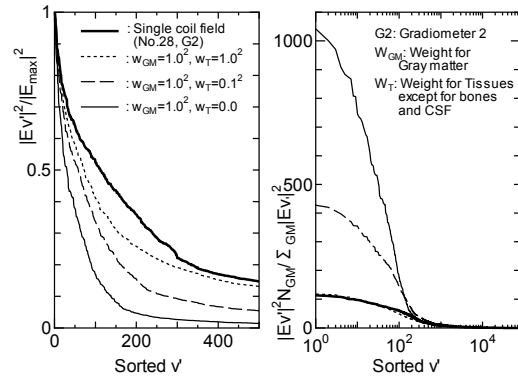


図3  $|\mathbf{E}_{v'}|^2$  の規格値の降順表示

場所を探し、次のように設定した。頭頂付近の脳回から垂直下方に、 $(x, y, z) = (91, 97, 211) \sim (91, 97, 181)$  mm 位置まで、1ボクセル (2mm 間隔) 毎に  $v$  の位置を変化させた ( $(91, 97, 195)$  位置は白質なので除外)。

図4は  $B_{vv}$  の固有値 (左軸) と  $\lambda_u / \lambda_w$  (右軸) を  $v$  位置の深さ ( $= 212\text{mm} - z$ ) に対して描画したもので、 $v$  ボクセルでの局所電界の挙動を表している。浅部 (図の左側) では第3固有値が小さい扁平回転楕円体となり、球導体で動径方向電界が0になる状況に近い。 $\mathbf{E}_v$  は任意方向に方向制御できるが、実際にはコイル電流  $\mathbf{C}$  への誤差混入により、深部での方向制御は容易でないと予想される。

図5上段は、図3[b]と同様に  $|\mathbf{E}_{v'}|^2 N_{GM} / \Sigma_{GM} |\mathbf{E}_{v'}|^2$  を降順表示した図であり、 $z = 211, 201, 191, 181$  mm の4ケース (深さ1, 11, 21, 31 mm 相当) を描画した。今回は、電界が  $|\mathbf{E}_{\max}|$  となる位置は  $v$  番ボクセル位置とは一致せず、それぞれの  $|\mathbf{E}_v|$  は順位で13位, 239位, 2562

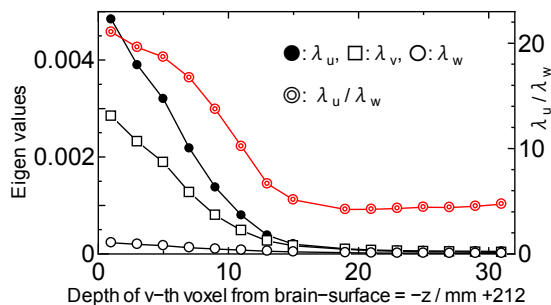


図 4 脳回からの深さに対する  $E_v$  の変化

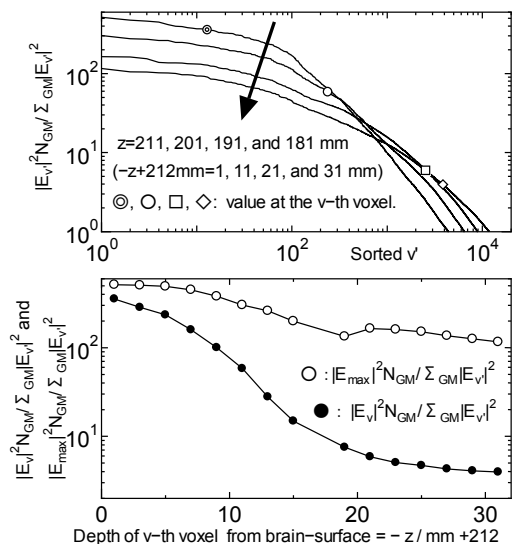


図 5  $v$ 位置の深さによる電界分布の変化

位, 3848 位となった。つまり深部に  $v$  を設定した場合は、周知のように  $v$  位置以外で  $|E_{\max}|$  が発生し、 $v$  が深くなるほど分布も広がる。

図 5 下段は  $|E_v|^2 N_{GM} / \Sigma_{GM} |E_v|^2$  (図 5 上段の  $\odot \square \diamond$  に対応) と  $|E_{\max}|^2 N_{GM} / \Sigma_{GM} |E_v|^2$  (図 5 上段の  $y$  切片に対応) とを  $v$  の深さに対して描画した図である。これらの量を観察すれば、電界分布の特徴の概略を把握できる。

### ③注目ボクセル $v$ も $n$ も未知の場合

この場合は、大脳灰白質の全ボクセルで②の計算を行い、少数の特徴量を全ボクセルにわたって観察し、電界分布の概要を調べる。まず灰白質内で  $v$  を固定し、 $|E_v|^2 N_{GM} / \Sigma_{GM} |E_v|^2$  が最大となる  $e_v$  を求め、この  $e_v$  による全  $E_v$  を求める。 $v$  位置の  $|E_v|^2$  と上位 27 位内の平均  $|E_v|^2$  とを求め、両者の比を  $v$  番ボクセルでの特徴量とした。この特徴量を全  $v$  で求めた例を図 6 に示す。比が 1 に近づけば (赤色部)、強い局所電界を誘導できる。比が 50% (緑色部) 程度でも利用可能とすれば、5 ボクセル (1cm) 程度の深さまで利用可能域が存在する (実際には神経線維方向の考慮も要する)。 $z=107 \sim 117$ mm の領域にも赤～緑色の領域が存在するが、大脳灰白質以外 (小脳・脳幹など) に電界を小さくする拘束を課

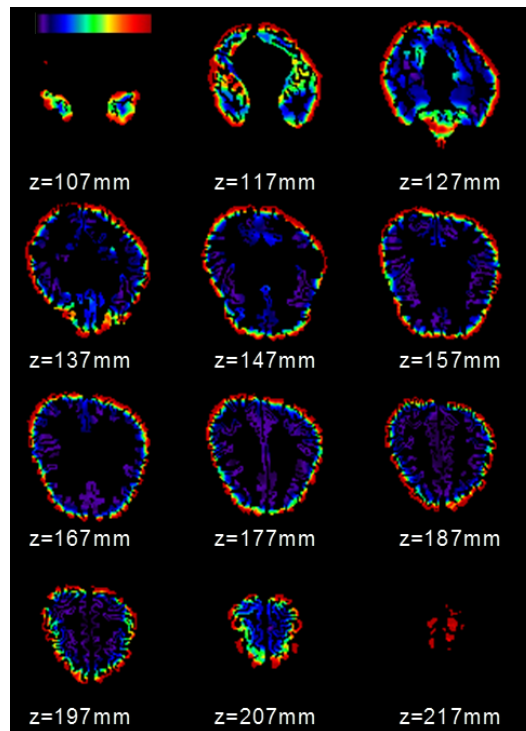


図 6  $|E_v|^2 /$  上位 27 位内平均  $|E_v|^2$

さなかったためである。大脳灰白質以外の組織で強電界発生を許容できれば、 $z=107 \sim 117$ mm 付近にも強電界を誘導できる。

### ④ $B_{\Omega\Omega}$ の例

$v$  ボクセル位置を②と同じく  $(x, y, z) = (91, 97, 211) \sim (91, 97, 181)$  mm 区間で変化させ、各位置から半径 10 mm 以内に重心を持つ灰白質ボクセルをクラスタ  $\Omega$  とした。 $B_{\Omega\Omega}$  を実対称行列になるようにして固有値解析を行った。結果を図 7 に示す。 $\Omega$  に属するボクセル数は 151 個から 244 個の範囲で変化した。定義の通り、図 4 を半径 1cm の範囲で平均化してなませたような結果となっている。

### (3) 関連技術に関する成果

表面電荷法による数値電界計算の高速化については、GPU を用いて CPU 計算の約 10 倍の高速計算を可能にした。また、表面電荷法改造して導電率異方性を考慮可能にするこ

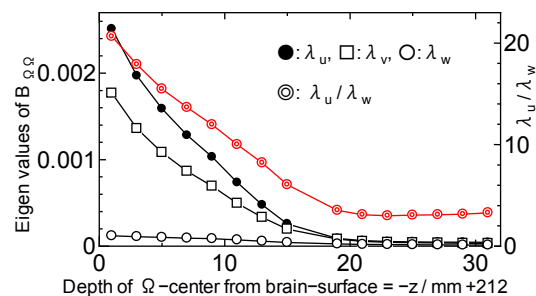


図 7 脳回からの深さに対する  $E_{\Omega}$  の変化

とも成功し、異方性を有する簡易頭部モデルでの電界計算にも成功した。全体にTMS関連技術の向上に寄与できていると考える。

#### 5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計4件)

① 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, In press (published online, 7 Feb. 2013), 1-18, 2013, 有, DOI: 10.1002/jnm.1883

② Tatsuya Yamashita, Takenori Oida, Shoji Hamada, Tetsuo Kobayashi, Thermal noise calculation method for precise estimation of the signal-to-noise ratio of ultra-low-field MRI with an atomic magnetometer, Journal of Magnetic Resonance, 215, 100-108, 2012, 有, 10.1016/j.jmr.2011.12.014

③ Shoji Hamada, Keigo Masutani, Tetsuo Kobayashi, Time harmonic electromagnetic field analysis in multisphere model by Gumerov's method of two scalar potentials, Electrical Engineering in Japan, 178, 1-10, 2012, 有, 10.1002/eej.21224

④ Shoji Hamada, GPU-accelerated indirect boundary element method for voxel model analyses with fast multipole method, Computer Physics Communications, 182, 1162-1168, 2011, 有, <http://dx.doi.org/10.1016/j.cpc.2011.01.020>

〔学会発表〕(計12件)

① 濱田昌司, ボクセルモデル用表面電荷法による不均質異方性導電体内電界計算法の検討, 電気学会全国大会, 2013年3月22日, 名古屋大学

② 濱田昌司, 全頭型MEG用コイルアレイ配置を磁気刺激用途に用いた場合の誘導場に関する検討, 電気学会医用・生体工学研究会, 2013年1月26日, 九州工業大学

③ 濱田昌司, ボクセルモデル用表面電荷法による異方性導電体内の電界計算, 電気学会A部門大会, 2012年9月21日, 秋田大学

④ 濱田昌司, ボクセルモデル用表面電荷法による直交異方性媒質内電界計算法の検討, 計算工学講演会, 2012年5月30日, 京都教育文化センター

⑤ 濱田昌司, ボクセルモデル用表面電荷法による直交異方性誘電体内の電界計算, 平成24年電気学会全国大会, 2012年3月21日, 広島工業大学

⑥ 笹山瑛由, 濱田昌司, 小林哲生, 二状態で変化がある脳波共分散行列の同時対角化に

基づく信号源推定法, 電子情報通信学会ニューロコンピューティング研究会, 2012年3月15日, 玉川大学

⑦ 笹山瑛由, 濱田昌司, 小林哲生, fMRI 賦活部位を線形制約とするプリホワイトニングビームフォーマの脳波律動変動データへの適用, 電子情報通信学会MEとバイオサイバネティックス研究会, 2012年3月15日, 玉川大学

⑧ 濱田昌司, ボクセルモデル用表面電荷法による異方性誘電体内電界計算手法の検討, 平成23年電気学会基礎・材料・共通部門大会, 2011年9月21日, 東京工業大学

⑨ 濱田昌司, 分極電荷を模擬するボクセルモデル用表面電荷法による異方性誘電体内電界計算, 電気学会全国大会, 2011年3月18日, 大阪大学

⑩ 濱田昌司, GPUを用いるボクセルモデル用表面電荷法の性能比較, 電気学会静止器回転機合同研究会, 2011年1月20日, 同志社大学

⑪ 玉置直寛, 濱田昌司, 小林哲生, 機能的MRIと脳磁図の統合解析法への適用をめざした空間フィルタに関する基礎的検討, 電気関係学会関西連合大会, G2 4A203-1, 469-473, 2010年11月14日, 立命館大学

⑫ Teruyoshi Sasayama, Tomoaki Iida, Takenori Oida, Shoji Hamada, Tetsuo Kobayashi, Construction of human head voxel models from MR images for EEG analysis base on EM algorithm, 2010 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering, 2010年7月15日, GOLD COAST, AUSTRALIA

〔図書〕(計1件)

① 藤原修, 宅間董, 濱田昌司, 他, 三松株式会社, エレクトロニクス機器設計と電磁波による生体影響, 2011, 200

〔その他〕

ホームページ

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

木村陸王, 経頭蓋磁気刺激のための誘導電流分布合成用外部磁界源設定手法に関する検討, 京都大学学士論文, 2011年2月10日

#### 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

(3) 連携研究者

笈田武範 (OIDA TAKENORI)

京都大学・大学院工学研究科・助教

研究者番号: 70447910