

接触電流を模擬した生体モデル内における 誘導電界の計測

青木 秀幸^{a)}・太良尾 浩生^{b)}・林 則行^{c)}

Measurement Technique of Induced Electric Field inside the Human Model to Simulate Contact Current

Hideyuki AOKI, Hiroo TARAO, Noriyuki HAYASHI

Abstract

It is necessary to assume a case in which human with a medical device made of metal (cardiac pacemaker, intramedullary nail etc.) experience electrical shock. Modelling of a medical device inside a model of human body and calculating a contact current inside the model one strongly demanded.

In this study, we aimed to establish a technique to evaluate the precision of the calculation model including the metal body in human body. As this method, we selected a method for measuring the induced electric field inside the human model simulating the contact current. Constructing a system for the measurement and preparing two kinds of human models, we measured induced electric field inside the model. We confirmed the validity of this measurement system in comparison with the calculation result by the modified SPFD method result. As the result, it was found that our proposed system could measure the induced electric field with high accuracy.

Keywords: Electrical safety, Human model, Metal body, Contact current, Modified SPFD method, Low frequency, Induced electric field

1. はじめに

現在、我々の日常生活において、電気は欠かせないものとなっている。電気の普及に伴いあらゆる技術が生み出され、我々の生活は便利で豊かになった。最近では、一次エネルギーの約5割を電力に変換し、消費するといった状況である。今後も産業の自動化、様々な機器の電動化等がより一層進み、消費電力の割合が大きくなることが予想される。

しかし、電気は便利なエネルギーの形態である反面、需給時に感電等のリスクが懸念される。そこで、我々は一般公表されている人体詳細モデル¹⁾と低周波領域における電磁界計算で用いられているSPFD(Scalar Potential Finite Difference)法²⁾を接触電流解析用に修正を加えた数値解析手法(以下:修正SPFD法)³⁾を用いて感電時における人体内部電流の計算等を行っている。

本研究では、医療目的で人体内部に心臓ペースメーカー等の金属製器具を植込んだ人が感電した場合について数値計算を行うことを目標としている。これには、2点課題がある。まず複雑な形状をもつ金属製器具の数値モデル化

における作成精度である。次に、人体組織の導電率に対する金属製器具の導電率の間には6~7桁程の違いがあり、このことが修正SPFD法による計算を困難にしている点である。

そのため、作成する数値モデルの精度を評価する方法として考案した実験方法を確立すること、また金属物体を含んだ生体モデルにおける金属媒質の導電率の取り扱いについて検討した。

2. 2次元電界の計測手法の確立

2.1 2次元生体モデル

検証で用いた2次元生体モデルを図1に示す。同図のモデルに対して、感電時の接触電流を模擬した。同図のモデルは、寸法200mm×100mm×100mmの直方体媒質の中心に、直径58mm、高さ100mmの円柱媒質を配置した。円柱等の曲面を有する媒質を採用することで、誘導電界の同媒質近傍への2次元電界の分離を考えた。

生体モデルの電気定数として、直方体媒質へは0.50 S/m、円柱媒質には2.0 S/mをそれぞれ与えている。また充電部への接触を模擬するため、モデル内部のx方向の両端には、寸法16mm×100mmの電極を配置している。このように

a) 電気電子工学専攻大学院生

b) 香川高等専門学校電気情報工学科准教授

c) 工学教育研究部電気システム工学科教授

モデルの構成部材は、 z 方向に対して、一様である。そのため、モデル内部に誘導される電界は z 方向を含まない。

モデル内部の位置関係の基準として、円柱媒質の中心部を原点として定義する。

実験モデルの作製は、各媒質に固体のゼラチンと食塩水を用いた。実験時は、モデル内にプローブを挿入するため、計測箇所の媒質を食塩水とし、それ以外を固体のゼラチンとした。

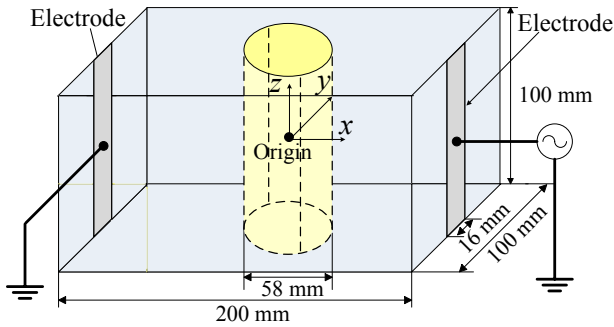


図1. 2次元生体モデル

2.2 実験方法

生体モデル内部の誘導電界計測法について述べる。今回用いた手法は、低周波の磁界ばく露を模擬した生体モデルへの誘導電流計測⁴⁾に用いられた手法を採用した。図2に実験系及び、実験で用いた著者らの自作プローブの外観を示す。発振器（エヌエフ回路製WF1974）からモデル両端の電極に周波数 50 Hz の正弦波状の電圧を印加する。モデル内に誘導された電界をプローブにより誘導電圧として検出する。プローブにより検出される電圧を差動プリアンプ（エヌエフ回路製 LI-75A）により増幅させ、ロックインアンプ（エヌエフ回路製 LI5640）で電圧を計測する。この時計測された電圧 ΔV をプローブ先端間隔 l で除することで電界が得られる。今回プローブ間隔 $l=5.0$ mm とした。

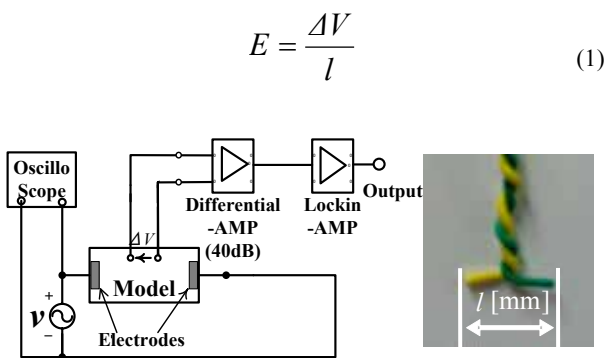


図2. 実験系（左図）及びプローブの外観（右図）

2.3 修正 SPFD 法

本論文では、磁界ばく露に起因する体内電流の解析に用いられている、SPFD 法を、接触電流解析に合わせて我々が独自に改良した、修正 SPFD 法を用いている。

修正 SPFD 法を適用した生体モデルの電氣的等価回路は図2に示すようになる。修正 SPFD 法における、SPFD に対する修正点は2点である。まず1点めは、外部磁界に起因する各ノード間の誘導起電力を取り除く点である。そして2点めは、充電部への直接接合を模擬するために、モデル表面に電極として新たなノードを設ける点である。この電極とするノードは、図3におけるA1、A2、A3、A4に相当する。

修正 SPFD 法による解析では、その電極間に既知の電位を与える。ここで、インピーダンス Z は、各ボクセルのサイズや複素導電率から決定され、既知である。よって、各ボクセル中心における電位 V が未知数となる。このとき、隣接するボクセルのノード間を流れる電流 I は(1)式で表すことができる。なお、(1)式は図2におけるノード (i, j) からノード $(i-1, j)$ へ流れる電流を表している。

$$I = \frac{V_{i,j} - V_{i-1,j}}{Z_{i,j} + Z_{i-1,j}} \quad (2)$$

さらに、1つのボクセルに対してキルヒホフの電流則を適用すると、電位 V を未知数とした方程式が得られる。

$$\sum_{k=1}^6 I_k = 0 \quad (3)$$

これを全ボクセルで求め、それらの方程式を連立して解くことで、各ボクセル中心における電位が求められる。その各ボクセル中心における電位を基に、各ボクセルでの電界強度や電流密度などを求めることができる。また、この計算法の妥当性は、有限要素法との比較⁵⁾により示されている。

本論文において、ボクセルサイズを $(2 \text{ mm})^3$ として計算を行った。

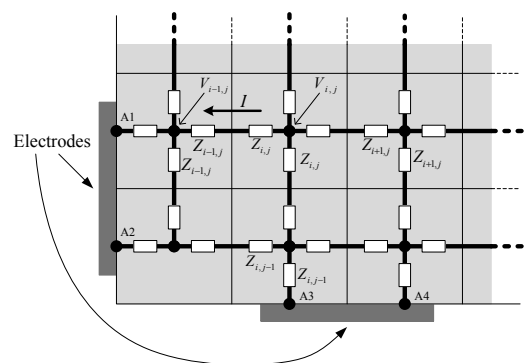


図3. 修正 SPFD 法を適用したモデルの電氣的等価回路

2.4 計測結果の検討

前述の生体モデルに対し、2.2節の実験方法による誘導電界計測結果、及び2.3節の修正 SPFD 法による計算結果の比較を行う。

図4、及び図5にモデル内部の $y=0\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ の直線上における、電界強度の x 方向成分 E_x 、及び y 方向成分 E_y の分布を示す。この時の印加電圧を 0.2 V とした。同図から、 E_x 、及び E_y の計測結果と計算結果は、それぞれ同様の分布傾向を示し、大小関係も概ね一致していることがわかる。

図6、及び図7にモデル内部の $x=0\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ の直線上における、 E_x 、及び E_y の分布を示す。この時も印加電圧を 0.2 V とした。同図から、 E_x 、及び E_y の計測結果と計算結果は、それぞれ同様の分布傾向を示し、大小関係も概ね一致していることがわかる。

図8、及び図9にモデル内部の $x=35\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ の直線上における、 E_x 、及び E_y の分布を示す。この時の印加電圧を S/N 比向上の観点から 0.6 V とした。同図から、 E_x 、及び E_y の計測結果と計算結果は、それぞれ同様の分布傾向を示し、大小関係も概ね一致していることがわかる。

従って、モデル内部の誘導電界を2次元に分離し、それらを良い精度で計測出来ることを確認した。

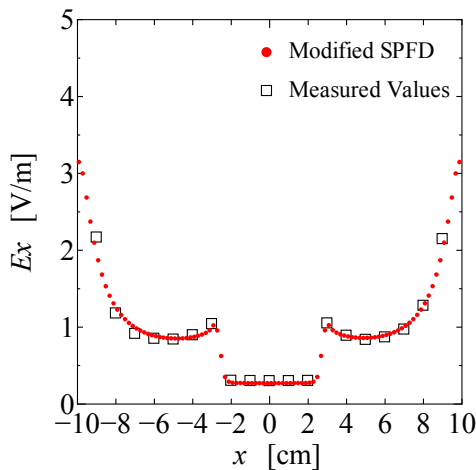


図4. $y=0\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ における E_x の比較結果

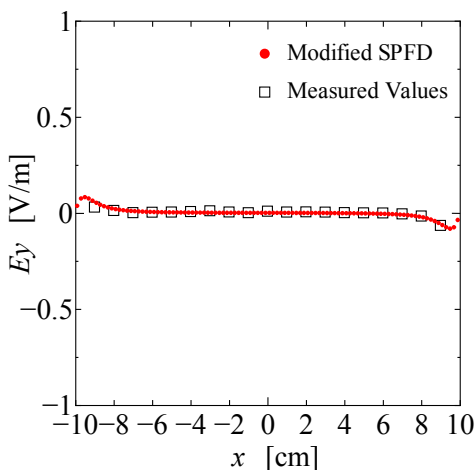


図5. $y=0\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ における E_y の比較結果

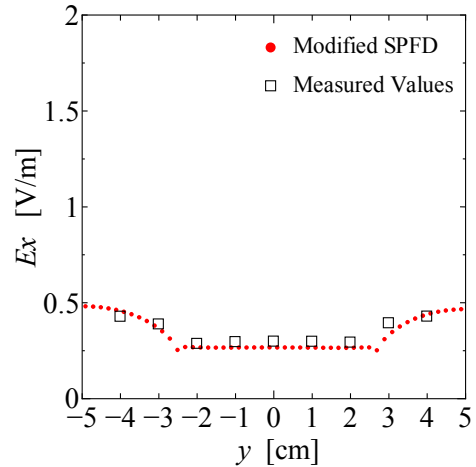


図6. $x=0\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ における E_x の比較結果

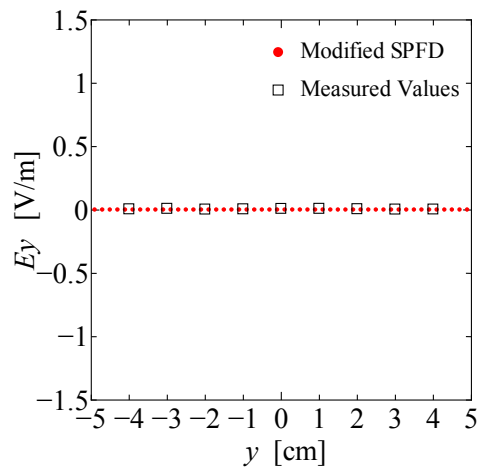


図7. $x=0\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ における E_y の比較結果

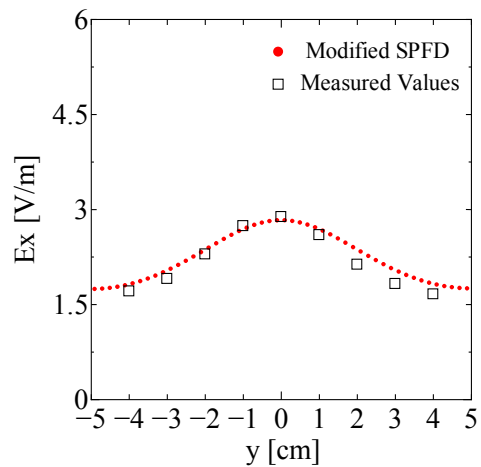


図8. $x=35\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ における E_x の比較結果

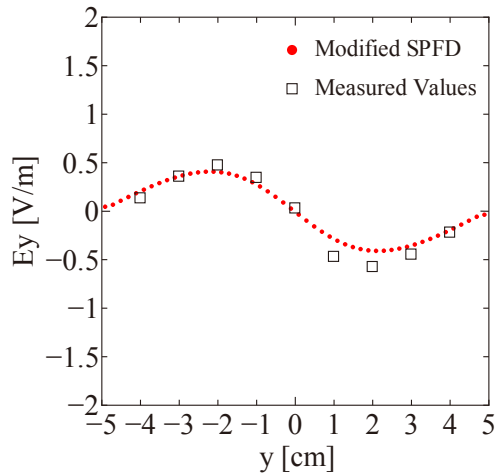


図9. $x=35\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ における E_y の比較結果

3. 金属物体を含む3次元電界の計測手法の確立

3.1 生体モデル

図1に検証で用いた金属物体を3次元生体モデルを示す。同モデルは寸法 $200\text{ mm} \times 100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$ のアクリル容器内部に生体を模擬するため、食塩水で満たし、その中心に金属製器具を模擬するため、直径 29 mm の金属球を配置している。生体媒質の導電率について、食塩水を 0.50 S/m に調整した。モデルの両端に寸法 $32\text{ mm} \times 32\text{ mm}$ の正方形の電極を配置し、同電極へ振幅 1.0 V 、周波数 50 Hz の正弦波電圧を与えた。これによりモデル内部に電界を誘導させ、接触電流を模擬した。このように同モデルの構成部材は、各次元方向に対して、一様ではない。そのため、モデル内部に誘導される電界は、3次元方向に分布する。

また、モデル内部の位置関係の基準として、金属球の中心部を原点 $(0, 0, 0)$ とした。

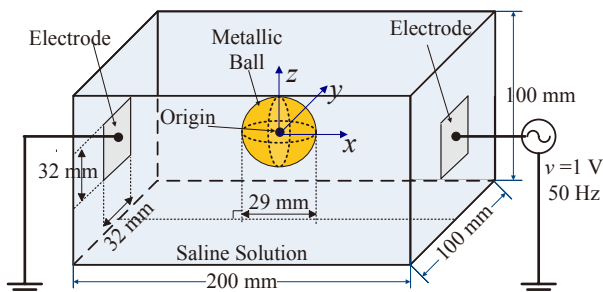


図10. 金属物体を含む3次元生体モデル

3.3 計算における金属媒質の導電率の取り扱い

SPFD法等のボクセルデータを用いた数値計算法におい

て、生体内部に金属物体を埋め込んで計算を行う場合、生体媒質の導電率に対する金属媒質の導電率が大きい程、計算の収束を困難になる。そのため、計算精度を確保し、且つ金属媒質の導電率を実際のものより、小さく設定するための検討を行った。

金属外部近傍の点を4点定める。図11のようにそれぞれ点A $(15\text{ mm}, 0, 0)$ 、点B $(0, 15\text{ mm}, 0)$ 、点-A $(-15\text{ mm}, 0, 0)$ 、及び点-B $(0, -15\text{ mm}, 0)$ とする。金属球の導電率 σ_{metal} における各点の電界強度をそれぞれ E_A 、 E_B 、 E_{-A} 、及び E_{-B} とする。また、金属媒質と生体媒質を均質媒質と考えた時、即ち $\sigma_{metal} = \sigma_o (= 0.50\text{ S/m})$ となるときの各点における電界強度をそれぞれ E'_A 、 E'_B 、 E'_{-A} 、及び E'_{-B} とする。図12及び図13に生体媒質の導電率 σ_o と金属導電率 σ_{metal} の比 $(\sigma_{metal} / \sigma_o)$ に対する、各点の均質媒質での電界強度と金属媒質での電界強度の比 (E_A / E'_A) 、 (E_B / E'_B) 、 (E_{-A} / E'_{-A}) 及び、 (E_{-B} / E'_{-B}) を示す。図12において、 (E_A / E'_A) について着目すると、 $(\sigma_{metal} / \sigma_o)$ に対して増加し、ある箇所から一定値に収束している。 (E_B / E'_B) については、 $(\sigma_{metal} / \sigma_o)$ に対して減少し、ある箇所から一定値に収束している。図からおおよそ $(\sigma_{metal} / \sigma_o) = 10^3$ 以上となる時、 (E_A / E'_A) 及び、 (E_B / E'_B) は一定値となっている。一方、図13において (E_{-A} / E'_{-A}) について着目すると、 $(\sigma_{metal} / \sigma_o)$ に対して増加し、ある箇所から一定値に収束している。 (E_{-B} / E'_{-B}) については、 $(\sigma_{metal} / \sigma_o)$ に対して減少し、ある箇所から一定値に収束している。図からおおよそ $(\sigma_{metal} / \sigma_o) = 10^3$ 以上となる時、 (E_{-A} / E'_{-A}) 及び、 (E_{-B} / E'_{-B}) は一定値となっている。

以上の結果から、修正 SPFD 法を用いて金属物体を含む生体モデルを対象に接触電流計算を行う場合、生体媒質の導電率に対して、金属物体の導電率をおおよそ 10^3 倍以上大きければ、実際の金属物の導電率を用いた場合に対して、十分な精度で計算を行うことが可能である。

3.4 節で述べる計測結果との比較に用いる修正 SPFD 法の計算は、本節の結果を踏まえ、金属の導電率を生体の導電率に対して、1000 倍の大きさを持たせ計算を行うこととする。

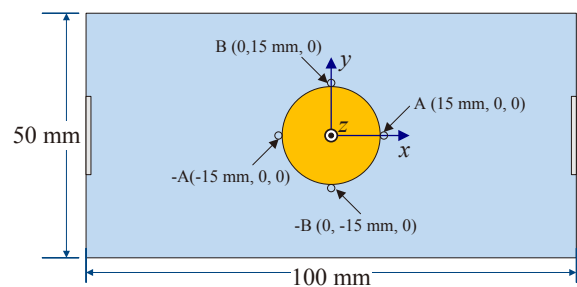


図11. 生体モデルの $z=0\text{ mm}$ 断面上における金属近傍の4点の詳細

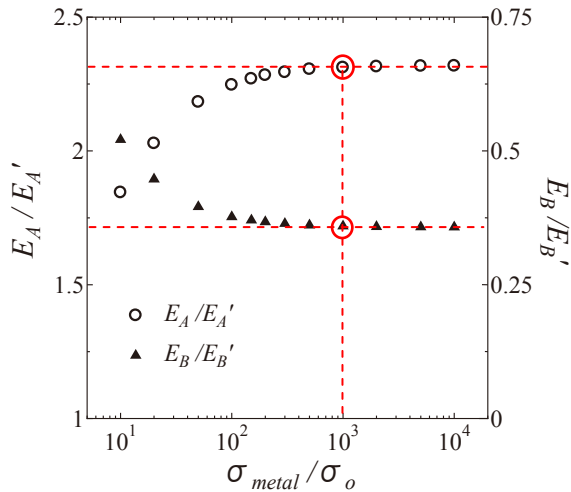


図 12 $(\sigma_{metal}/\sigma_o)$ に対する $(E_A/E_{A'})$ 及び、 $(E_B/E_{B'})$ の関係

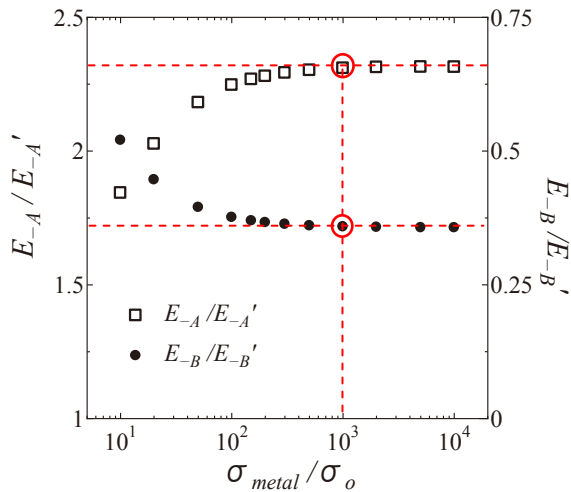


図 13 $(\sigma_{metal}/\sigma_o)$ に対する $(E_{-A}/E_{-A'})$ 及び、 $(E_{-B}/E_{-B'})$ の関係

3.4 計測結果の検討

3.1 節の生体モデルに対し、2.2 節の実験方法による誘導電界計測結果、及び 2.3 節の修正 SPFD 法による計算結果の比較を行う。モデル内の $x=40\text{ mm}$ 、 $z=0\text{ mm}$ の箇所における電界強度の E_x 、及び E_y の分布をそれぞれ図 14、及び図 15 に示す。まず図 14 から、計測値と計算値は同様の分布傾向を示し、値の大小関係も良く一致していることがわかる。図 15 においては、同様に分布傾向を示しているが、大小関係に一部差異が見られるが、概ね一致していることがわかる。

またモデル内の $x=40\text{ mm}$ 、 $z=10\text{ mm}$ の箇所における電界強度の E_x 、 E_y 及び E_z の分布をそれぞれ図 16、図 17 及び図 18 に示す。まず図 16 から、計測値と計算値は同様の分布傾向を示し、値の大小関係も良く一致していることがわかる。図 17 においても、同様に分布傾向を示しているが、大小関係に一部差異が見られるが、概ね一致している

ことがわかる。図 18 においては、計測値と計算値は同様の分布傾向を示し、値の大小関係も良く一致していることがわかる。

従って、金属物体を含む 3 次元生体モデルにおいて、モデル内部の誘導電界を 3 次元 x 方向、 y 方向、及び z 方向それぞれについて、良い精度で計測出来ることが示された。

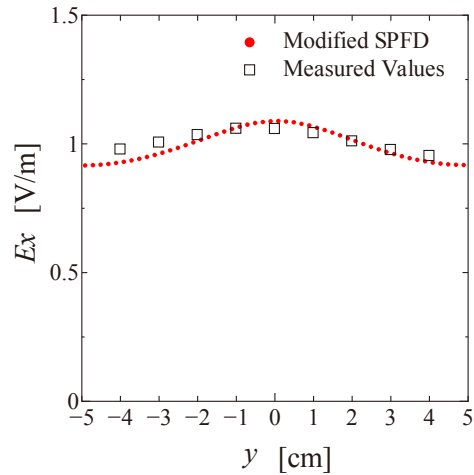


図 14. $x=40\text{ mm}$ 、 $z=0\text{ mm}$ における E_x の比較結果

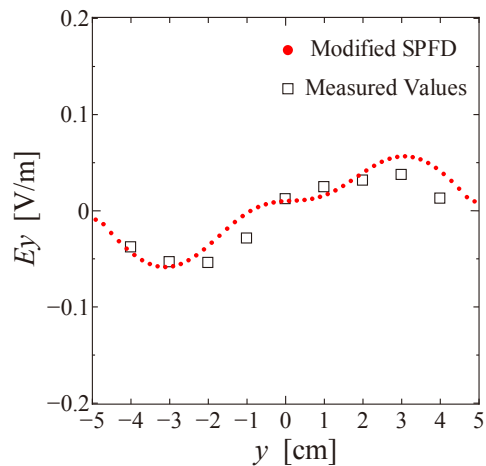


図 15. $x=40\text{ mm}$ 、 $z=0\text{ mm}$ における E_y の比較結果

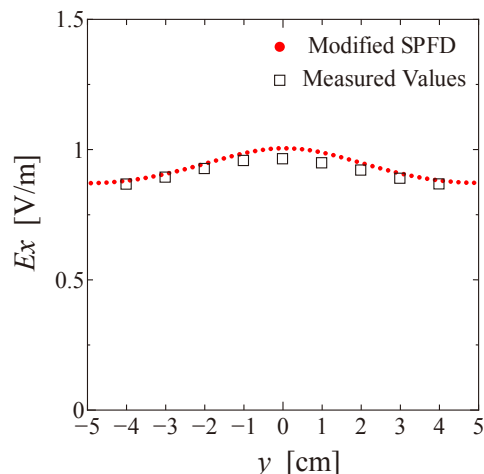


図 16. $x=40\text{ mm}$ 、 $z=10\text{ mm}$ における E_x の比較結果

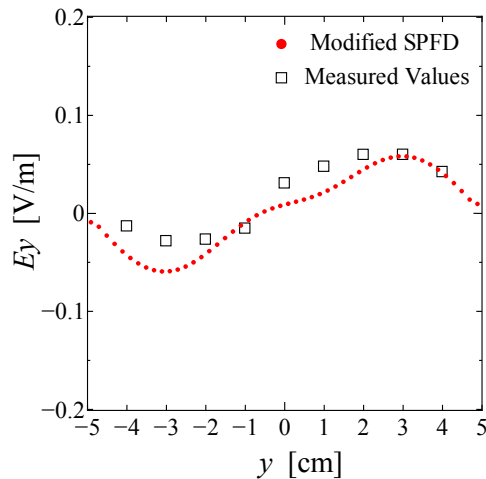


図 17. $x = 40 \text{ mm}$, $z = 10 \text{ mm}$ における E_y の比較結果

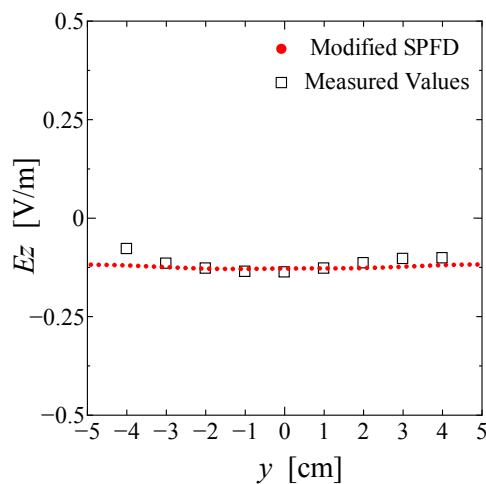


図 18. $x = 40 \text{ mm}$, $z = 10 \text{ mm}$ における E_z の比較結果

4. 結論

本論文では、接触電流を模擬した生体モデル内部における誘導電界計測法の確立を目的として、2種類の生体モデルを作製した。更に同モデルについて、誘導電界計測を行い、得られた計測結果を修正 SPFD 法によって得られた誘導電界の計算結果と比較した。これにより、各モデルに対する誘導電界計測法の有用性等を検討した。

その結果、以下の知見を得た。

- (1) 曲面を持つ媒質を含んだ2次元生体モデルについて上記の比較検討を行い、モデル内部の誘導電界を2次元に分離し、それらを良い精度で計測出来ることを確認した。
- (2) 金属物体を含む3次元生体モデルについて、モデル内部の誘導電界を修正SPFD法によって計算するために、金属物体に与える導電率についての検討を行った。その結果、金属媒質の導電率を生体の導電率に対して、

およそ、1000倍の大きさを仮定すれば、実際の金属物体の導電率を与えた場合と等価に扱えことが出来る。

- (3) 金属物体を含む3次元生体モデルについて、モデル内部の誘導電界を3つの方向成分について、それぞれ良い精度で計測出来ることが示された。

本研究の一部は、科研費基盤研究(C)(23560332)の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) T Nagaoka, S Watanabe, K Sakurai, E Kunieda, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry," *Physics in Medicine and Biology* 2004; **49**:1-15.
- 2) T. W. Dawson, K. Caputa, and M. A. Stuchly: "Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60Hz magnetic fields", *Bioelectromagnetics*, **Vol.18**, pp.478-490 (1997).
- 3) H. Tarao, N. Hayashi, K. Isaka. : "Current densities inside numerical human body resulting from low-frequency contact currents", *Proceeding of 22nd Int'l Symposium on Biological and Physiological End.*, P4-1, pp. 290-291(2008)
- 4) 山崎, 河本, 重光.: "低周波磁界による生体内誘導電流分布の基礎的検討", *電学論 C*, Vol.116, No.2 pp.193-199 (1996).
- 5) 太良尾, 林, 浜元, 伊坂.: "商用周波数における人体内部抵抗の数値解析結果と実測結果との比較", *電学論 A*, Vol.131, No.3 pp.178-184 (2011).