電界中の非接地人体モデル内に誘導される電流密度分布

正員 千葉 敦生 (米子高専)

正員 伊坂 勝生 (徳島大学)

Distributions of Induced Current Density Inside an Ungrounded Human Model
Exposed to Electric Field

Atsuo Chiba, Member (Yonago National College of Technology)

Katsuo Isaka, Member (The University of Tokushima)

The health effect of small currents induced in a human body exposed to the power frequency electric field has been investigated since early 1970s. The distributions of induced current density inside grounded and ungrounded human models have been quantified; however, such internal distributions have been little analyzed as a function of the model heights above the ground.

In order to analyze the effect of the human body heights above the ground on the internal current distributions, the axisymmetrical human model is used. The finite element method is applied for the human model placed at heights of 0.01, 0.05, 0.1 and 1.0m above the ground under a uniform 60 Hz electric field of 1 kV/m. The calculations lead to the quantification of the characteristics of the internal current density inside an ungrounded human model. The calculated results have demonstrated the adequacy of the experimental results reported by Kaune et al. who used a 3-dimensional miniature human model.

キーワード：有限要素法、人体モデル、非接地、電流密度、電界

1. まえがき

人体に対する送電線からの静電誘導によって、送電線近傍にある金属物体に触れた際の接触電流、生体表面の電界および電界による直接誘導電流が引き起こされる。このうち、電界によって生体内に直接誘導される微小な電流の生体影響が、人間の健康問題と関連して、送電線電圧の超高圧化に伴い、ますます重要な研究課題になってきている⁽¹⁾。筆者らの研究は主として、電界により直接生体内に誘導される電流を計算機でシミュレートするものである。

電界により地表面と絶縁された人体モデル内電流密度の解析には、球および回転だ円体の人体モデルの電界厳密解法⁽²⁾に基づく解析、3次元ブロックモデルの積分方程式による解析⁽³⁾、代用電荷法による解析⁽⁴⁾および差分法の一解析手法を適用した解析がある⁽⁵⁾。人体モデルが非接地の場合、外部電界によりモデル内に誘導される電流密度の分布はKaune等により実験的に明らかにされており、モデル内電流密度は人体モデルが地表面から離れる距離が大きくなるに従って減少している⁽⁶⁾。ごく最近、Dawson等によって地表面上に存在する非接地の人体モデル内電流密度分布の解

析がなされているが⁽⁷⁾、地表面と人体モデルの距離の関数としてのモデル内電流密度の詳細な解析には至っていない。

本論文では地表面と人体モデルの距離によって異なる非接地の人体モデル内電流密度およびモデル表面の電界強度の解析に有限要素法を適用している。その結果、地表面と人体モデルの距離によって異なるモデル内の平均電流密度分布およびモデル頭部、胸部、骨盤部および足首部における水平方向断面上の電流密度分布の特性を解明した。また、地表面と人体モデルの距離によって異なるモデル頭頂点の電界強度およびモデル足部底面中心の電界強度の特性を明らかにした。さらに、Kaune等が実験に用いた3次元形状の実験用人体モデルと軸対称の本人体モデルはその首部、胸部、骨盤部および足首部で水平方向断面積が多少異なるものの、これらの地点における平均電流密度の実験結果が本解析結果とよく一致していることを示した。すなわち、本論文ではKaune等の用いた3次元形状を有する人体モデル内の電流密度の実験結果の妥当性が検証されている。

2. 有限要素法による解析

2.1 基本式 その電気的特性が導電率 σ と誘電率 ϵ で記述できる媒質において、電界を E 、電流密度を J 、空間電荷密度を q とすると、次式が成立する⁽⁸⁾。

$$\operatorname{div}(\epsilon E) = q \quad (1)$$

$$\operatorname{div} J = \operatorname{div}(\sigma E) = -\frac{\partial q}{\partial t} \quad (2)$$

(1), (2)式から ϵ が時間的に一定であると、静電界問題に対して、次の基本方程式が成立する。

$$\operatorname{div}\left\{\sigma \cdot \operatorname{grad} \phi + \frac{\partial}{\partial t}(\epsilon \cdot \operatorname{grad} \phi)\right\} = 0 \quad (3)$$

ここで、 $E = \operatorname{grad} \phi$ (ϕ : 電位) である。

有限要素法はこの問題を、次の汎関数 χ を最小にする電位 ϕ を求める問題に置き換えて解く方法である。

$$\chi = \int_V \frac{\sigma}{2} (\operatorname{grad} \phi)^2 dv + \frac{\partial}{\partial t} \int_V \frac{\epsilon}{2} (\operatorname{grad} \phi)^2 dv \quad (4)$$

なお、 V は解析対象領域を表す。

角周波数 ω の交流電圧を対象とする場合、複素電位として $\phi = \phi e^{j\omega t}$ を用いると(4)式は次のようになる。

$$\chi = \int_V \frac{1}{2} (\sigma + j\omega\epsilon) (\operatorname{grad} \phi)^2 dv \quad (5)$$

ここで、 $\omega = 2\pi f$ で f は周波数である。3次元領域が z 軸について幾何学的対称性を有するとき(5)式を軸対称問題として取り扱うと次式が成立する。

$$\chi = 2\pi \iint \left\{ \frac{1}{2} (\sigma + j\omega\epsilon) \left[\left(\frac{\partial \phi}{\partial r} \right)^2 + \left(\frac{\partial \phi}{\partial z} \right)^2 \right] r \right\} dr dz \quad (6)$$

ここで、 r は座標の水平方向、 z は垂直方向を表す。本論文では、問題とする領域の分割にアイソパラメトリック要素(軸対称2次四辺形要素)を用い、(6)式を最小にする複素節点電位を求めた。なお、この要素は複雑な境界の近似に適しており、かつわずかの要素数で解析対象領域内の電位が精度よく求められる利点を有している。実際の有限要素法解析では倍精度の複素計算を用いた⁽⁹⁾。

2.2 計算精度の検討

一様な電界中に存在する球内電界強度の厳密解はSpiegelにより次式で与えられている⁽¹⁰⁾。

$$E_i = \frac{3E_0}{2 + \epsilon_1 / \epsilon_2} \quad (7)$$

ここで、 ϵ_2 は本問題の場合、一様な空間の媒質で ϵ_0 F/m (ϵ_0 : 真空の誘電率)、 ϵ_1 は球内の媒質の複素誘電率で $\epsilon_s \epsilon_0 + j\sigma / \omega$ 、 ϵ_s は球内媒質の比誘電率、 σ はその導電率、 $\omega = 2\pi f$ で f は電力周波数、 E_0 は外部電界強度、 E_i は球内電界強度である。球内の媒質を人体筋肉組織の値 $\epsilon_s = 10^6$ 、 $\sigma = 0.1$ S/m を用い⁽¹¹⁾、 $E_0 = 1$ kV/m、 $f = 60$ Hzとすると、(7)式による球内電界強度の厳密解は 0.1001 mV/m である。この厳密解と比較するため有限要素解析では図1(a)に示す間隔 10 m、直径 30 mの平行円板電極(印加電圧 10 kV)の中心軸上の中心に直径 0.25 mの球を置く計算モデルをも

ちいた。この解析対象領域をアイソパラメトリック要素(軸対称2次)を用い、要素数308、節点数997で分割している。このうち、球には8要素をあてている(図1(b)参照)。本計算モデルで行った有限要素法による球(導電率 0.1 S/m、誘電率 $10^6 \epsilon_0$ F/m)内電界強度の解析結果は最大で 0.1018 mV/m (誤差率 1.7%)、最小で 0.10085 mV/m (誤差率 -1.0%)、平均で 0.10085 mV/m (誤差率 0.75%) である。すなわち、本解析手法を用いて、電界中の人体モデルが地表面と非接地の場合について、その体内電界強度を解析してもよいことがわかる。

図1(a) 分割図(球の場合)

Fig. (a). Division pattern in the case of the sphere.

図1(b) 球およびその近傍の分割図

Fig.1(b). Division patterns inside and in the vicinity of the sphere.

2.3 人体モデルおよび計算領域について

解析に用いた軸対称人体モデル(高さ 1.7 m、胴径 0.27 m)の形状を図2に示す。本モデルは文献(12)に示されているように、実験と解析から外部平等電界により成人に誘電される電流とほぼ等しい電流が誘導されることが実証されている。人体諸組織の導電率は電力周波数でほぼ $0.01 \sim 1.0$

S/mの範囲にあると推定される⁽¹¹⁾。本研究では、人体モデルが筋肉組織の導電率 0.1 S/m 、誘電率 $10^6 \epsilon_0$ F/m で均一に満たされていると仮定し、モデルが地表面と非接地の場合について有限要素法を用いて解析している。解析にあたって、間隔 10 m 、直径 30 m の平行円板電極（印加電圧 10 kV ）の中心軸上に本人体モデルを配置した。この解析領域をアイソパラメトリック四辺形要素（軸対称2次）を用い、要素数 322 、節点数 1041 で分割した。解析に用いた人体モデル（図3(a)参照）およびその近傍の分割図を図3(b)に示す。

図2 軸対称人体モデルの形状

Fig. 2. Configuration of the axisymmetrical human model.

図3(a) 分割図（軸対称人体モデルの場合）

Fig. (a). Division pattern in the case of the axisymmetrical human model.

図3(b) 軸対称人体モデルおよびその近傍の分割図
Fig. 3(b). Division patterns inside and in the vicinity of the axisymmetrical human model.

3. 解析結果

1 kV/m の電力周波数の電界により、接地された人体モデル内に誘導される平均電流密度（水平方向断面上の電流密度の平均値：●印）分布の特性を図4に示す。本図には文献(12)に示されている同一形状の金属性の人体モデル各部分に誘導される電流の測定から得られた電流密度の実験結果（×印）を併記している。本図からモデル内の平均電流密度の解析結果は実験結果とよく一致していることがわかる。非接地の人体モデル足部底面と地表面の間隔 $d=0.2\text{ m}$ （図3(b)参照）の場合、モデル頭部（Head part:高さ 1.60 m ）、首部（Neck part:高さ 1.406 m ）、胸部（Chest part:高さ 1.215 m ）、骨盤部（Pelvis part:高さ 0.870 m ）

図4 人体モデル内平均電流密度の実験結果と解析結果の比較

Fig. 4. Comparison between the experimental and analytical results of the average current densities inside the human model.

および足首部 (Ankle part: 高さ 0.095m) の水平方向断面上に誘導される電流密度 (大きさ) の分布を図5に示す。本図において、モデル水平方向断面上に誘導される電流密度の分布は水平方向断面積の小さくなる首部および足首部で水平方向の距離 r/R が大きくなると電流密度はしだいに増加する。すなわち、水平方向断面がしぼり込まれるように小さくなる首部および足首部では、その水平方向断面上の電流密度は広い断面に分布する電流がしぼり込まれるように集められるため r/R が大きいところで電流密度は大きくなると考えられる。頭部脳中心付近および胸部の水平方向断面上の電流密度は r/R が大きくなるとわずかに増加する傾向が見られる。また、骨盤部水平方向断面上に誘導される電流密度の分布はほぼ一定であることがわかる。ここで、 R は頭部、首部、胸部、骨盤部および足首部の半径、 r はそれらの水平方向の距離である。地表面とモデル足部底面の間隔 d (図3(b)参照) が $d=0.01, 0.05, 0.1$ および 1.0m の場合、モデル内に誘導される平均電流密度の分布を図6に示す。本図からわかるように、モデル内に誘導される電流密度は断面積の小さい首部および足首部で集中して大きくなる。地表面と足部底面の間隔 d が大きくなると、モデル内の平均電流密度は減少し、足首部でその減少が著しい。人体モデルが接地された条件、 $d=0.11, 0.128$ および 1.23m の場合、首部、胸部、骨盤部および足首部におけるKaune等の実験結果と有限要素法によるモデル内平均電流密度の解析結果の比較を表1に示す。Kaune等が実験に用い

図5 人体モデル頭部、首部、胸部、骨盤部および足首部における水平方向断面の電流密度分布

Fig. 5. Current density distributions on the horizontal cross-section at head, neck, chest, pelvis and ankle part.

た3次元形状の実験用人体モデル (図7参照)⁽¹³⁾と軸対称の本解析モデルは、その首部、胸部、骨盤部および足首部で水平方向断面積が多少異なるものの、本表からKaune等の実験結果と本解析結果はよく一致していることがわかる。地表面と足部底面の間隔 d と首部、胸部、骨盤部および足首部における平均電流密度の関係を図8に示す。本図から間隔 d が大きくなると、首部、胸部、骨盤部および足首部はしだいに減少することがわかる。このうち、 $d=5\text{mm}$ から 0.1m にかけてモデル足首部における平均電流密度の減少が

図6 非接地の人体モデル内に誘導される平均電流密度分布

Fig. 6. Distributions of the average current densities inside ungrounded human model.

図7 Kaune等の実験用人体モデルの形状

Fig. 7. Configuration of the experimental human model used by Kaune et al.

表1 首部、胸部、骨盤部および足首部における
Kaune等の実験結果と解析結果の比較

Table 1. Comparison between the experimental
results of Kaune et al. and analytical
results at neck, chest, pelvis and ankle
part.

		平均電流密度 (mA/m^2)			
		Grounded	$d=0.011\text{m}$	$d=0.128\text{m}$	$d=1.23\text{m}$
Kaune等の 実験結果	首部 (0.085)	0.550	0.410	0.340	0.320
	胸部 (0.630)	0.190	0.120	0.085	0.075
	骨盤部 (0.540)	0.250	0.160	0.110	0.100
	足首部 (0.080)	2.000	0.940	0.430	0.350
本解析結果	首部 (0.0884)	0.476	0.360	0.283	0.267
	胸部 (0.573)	0.157	0.115	0.0864	0.0809
	骨盤部 (0.573)	0.216	0.147	0.102	0.0930
	足首部 (0.0785)	1.864	0.947	0.382	0.317

() 内 断面積: m^2 外部電界強度: $1\text{kV}/\text{m}$

図8 地表面と足部底面の間隔dと首部、胸部、骨盤
部および足首部における平均電流密度の関係
Fig. 8. Distributions of the average current
densities at the neck, chest, pelvis and
ankle part relative to the distance of
separation d between ground and the bottom
of foot part.

著しい。図8にはKaune等が行った3次元形状を有する実験用人体モデル(高さ1.7m)における首部、胸部、骨盤部および足首部電流密度の実験結果⁽⁶⁾を $J_{ep} = J_{kup} \cdot A_{kup} / A_{ep}$ で等価的に本人体モデルに置き換えた電流密度(J_{ep})の値を×印で併記している。ここで、 J_{kup} は実験で用いられた3次元形状を有する人体モデル一地点水平方向断面の電流密度、 A_{kup} はその断面積および A_{ep} は解析で用いた本人体モデル同一地点における水平方向断面積である。本図から、解析に用いた軸対称人体モデルはKaune等が用いた3次元形状

を有する人体モデルと形状の違いはあるものの、首部、胸部、骨盤部および足首部における平均電流密度の解析値は実験値とよく一致しているわかる。すなわち、Kaune等が用いた3次元形状を有する人体モデル内平均電流密度の実験結果の妥当性が検証された。

地表面とモデル足部底面の間隔dと外部電界に対するモデル頭頂点電界強度の比(E_{hp}/E_0)の関係を図9に示す。ここで、 E_{hp} はモデル頭頂点電界強度および E_0 は外部電界強度である。接地状態における3次元形状を有する人体モデル頭頂点の電界強度は外部電界の18倍(実験値)で与えられている⁽¹³⁾。本解析モデルにおけるこの値は18.2でほぼ実験値とよく一致している。本図から地表面とモデル足部底面の間隔dが大きくなると、モデル頭頂点電界強度はしだいに減少し、 $d=5\text{mm}$ で E_{hp}/E_0 の値は15.5、 $d=1\text{m}$ でこの値は10.3である。人体モデルが非接地の場合、モデル頭

図9 地表面と足部底面の間隔dと頭頂点電界強度の
比(E_{hp}/E_0)の関係

Fig. 9. Distribution of the ratio of the electric
field strengths at the top of the head
(E_{hp}/E_0) along the distance of separation
d between ground and the bottom of foot part.

図10 地表面と足部底面の間隔dと足部底面中心の電
界強度の比(E_{fp}/E_0)の関係

Fig. 10. Distribution of the ratio of the
electric field strengths on the bottom of
the leg part (E_{fp}/E_0) along the distance
of separation d between ground and the
bottom of foot part.

図11 人体モデル内電流密度のベクトル図 ($d=0.2\text{m}$ の場合)

Fig. 11. Vector diagram of the current density distribution inside the human model in the case of $d=0.2\text{m}$.

頂点には接地状態よりやや小さいもののかなり強い電界強度が発生していることがわかる。同様に、地表面と足部底面の間隔 d と外部電界に対するモデル足部底面中心の電界強度の比 (E_{fp}/E_0) の関係を図10に示す。ここで、 E_{fp} はモデル足部底面中心の電界強度である。本図からわかるように、地表面と足部底面の間隔 d が大きくなると足部底面中心の電界強度は著しく減少する。 $d=5\text{mm}$ で E_{fp}/E_0 の値は63、 $d=1\text{m}$ でこの値は5.5である。すなわち、地表面とモデル足部底面の間隔が小さい場合、足部底面に著しく大きな電界強度が発生していることがわかる。図11に $d=0.2\text{m}$ におけるモデル内電流密度の分布をベクトル図で示す。本図から、人体モデルが地表面から浮いた場合、モデル内に誘導される電流密度の分布の様子がわかる。

4. おわりに

人体モデルが地表面と非接地の場合、電力周波数の電界により3次元形状を有する人体モデル内に誘導される電流密度の実験はKaune等によって行われているが、その実験結果を詳細に検証するには至っていない。そこで、本研究で

は、地表面と人体モデルの距離によって異なるモデル内電流密度分布およびモデル表面の電界強度の特性を有限要素法を用いて検討した。以下、本研究で得られた結果を述べる。

(1) モデル内に誘導される電流密度の基本的な特性を明らかにした。

(2) Kaune等による3次元形状を有する人体モデル内平均電流密度の実験結果の妥当性が検証された。

(3) 水平方向断面積が小さくなる本モデル首部および足首部において、モデル水平方向断面上に誘導される電流密度は中心軸からの水平方向の距離が大きくなるに従って増加する。頭部脳中心付近および胸部の水平方向断面上に誘導される電流密度は中心軸からの水平方向の距離が大きくなるに従ってわずかに増加する傾向が見られる。また、骨盤部水平方向断面上に誘導される電流密度の分布はほぼ一定である。

(4) 地表面と人体モデル足部底面の間隔が大きくなるに従って、モデルの首部、胸部、骨盤部および足首部に誘導される電流密度はしだいに減少する。特に、足首部でその傾向が著しい。

(5) 地表面と足部底面の間隔 d が5mmの場合、モデル頭頂点の電界強度は外部電界の15.5倍、 $d=1\text{m}$ ではこの値は10.3倍である。これらの値は接地状態の値よりやや小さいもののモデル頭頂点にはかなり強い電界強度が発生している。

(6) 地表面と足首部底面の間隔が小さくなると、足首部底面中心の電界強度は著しく増加する。その間隔が5mmの場合、足首部底面中心の電界強度は外部電界の63倍で、著しく大きい電界強度が発生している。

今後、筆者らは人体モデルが地表面から浮いた場合について、3次元形状を有するモデルを用いてその体内誘導電流密度の分布を解析する予定である。

(平成10年6月26日受付、同10年10月15日再受付)

文献

- (1) B. W. Wilson, R. G. Stevens and L. E. Anderson, "Extremely Low Frequency Electromagnetic Fields : The Question of Cancer", Battelle Press, Columbus, Richland, pp. 17-46 (1990).
- (2) Shiau Y. and Valentino A. : "ELF Electric Coupling to Dielectric Spheroidal Models of Biological Object", IEEE Trans. Biomedical Engineering, BME-28, 6, pp. 429- 437 (1981).
- (3) Spiegel R. J. : "Numerical Determination of Induced Currents in Humans and Baboons Exposed to 60 Hz Electric Fields ", IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility, EMC-23, 4, pp. 382-390 (1981).

- (4) J. Diplacido, C. H. Shih and B. J. Ware, "Analysis of the Proximity Effects in Electrical Measurements", IEEE Trans. on Power Apparatus and Systems, Vol. PAS-97, No. 6, pp. 2167-2177 (1978).
- (5) Om P. Gandhi and Jin-Yuan Chen, "Numerical Dosimetry at Power-Line Frequencies Using Anatomically Based Models", Bioelectromagnetics Supplement 1, pp. 43-60 (1992).
- (6) W. T. Kaune et al., "Comparison of the Coupling of Grounded and Ungrounded Humans to Vertical 60-Hz Electric Fields", Twenty-Third Hanford Life Sciences Symposium, Interaction of Biological Systems with Static and ELF Electric and Magnetic Fields, pp. 185-195 (1984).
- (7) Trevor W. Dawson, Kris Caputa and Maria A. Stuchly, "High-Resolution Organ Dosimetry for Human Exposure to Low-Frequency Electric Fields", IEEE PE-799-PWRD-0-05-1997 (1997).
- (8) 河野、宅間, "数値電界計算法", コロナ社, pp. 160-162 (1980).
- (9) O. C. ツィエンキーヴィッツ著, 吉識、山田監訳, 三訂版, "マトリックス有限要素法", 培風館, pp. 205-206 (1984).
- (10) 山田直平他, "電磁気学(改訂版)", 電気学会, pp. 123-125 (1976).
- (11) E. Carstensen, "Biological Effects of Transmission Line Fields", Elsevier Science Publishing Co., Inc., New York, pp. 40-44 (1987).
- (12) Chiba A., Isaka K., et al. "Application of Finite Element Method to Analysis of Induced Current Densities Inside Human Model Exposed to 60-Hz Electric Field", IEEE Trans. Power Apparatus and Systems, PAS-103, 7, pp. 1895-1901 (1984).
- (13) W. T. Kaune and R. D. Phillips, "Comparison of the Coupling of Grounded Human, Swine and Rats to Vertical, 60-Hz Electric Fields", Bioelectromagnetics 1, pp. 117-129 (1980).

千葉 敦生 (正員) 1945年3月28日生まれ。45年3月鳥取大学工学部電気工学科卒、同年米子高専電気工学科助手、現在、同教授。人体に対する静電誘導の電気的特性に関する研究に従事。工博。電子情報通信学会、日本シミュレーション学会各会員。

伊坂 勝生 (正員) 1944年3月3日生まれ。66年3月広島大学工学部電気工学科卒。68年東京大学大学院工学系研究科修士課程了。71年同博士課程了。同年4月より徳島大学工学部電気工学科に勤務。88年7月より同教授、現在に至る。工博。75年5月電気学会論文賞受賞。静電気学会、環境科学学会、IEEE各会員。