電界中の絶縁性円板上に直立する人体モデル内電流密度分布

正員 千葉 敦生 (米子高専)

正員 伊坂 勝生 (徳島大学)

Current Density Distributions inside a Human Model with Erect
Position on the Insulating Circular Plate in the Electric Field

Atsuo Chiba, Member (Yonago National College of Technology)

Katsuo Isaka, Member (The University of Tokushima)

The health effect of the weak current induced in a human body exposed to the power frequency electric field has been investigated since early 1970s. In the case of the ungrounded human model, the current densities inside a human model exposed to the electric field are experimentally clarified by Kaune et al. However, the man who is near by the transmission power line is almost insulated with the ground by insulating medium, such as shoes. Until now, the current density distributions in a human model which stands on the insulating medium have been little analyzed.

In this paper, the finite element method is applied to the analysis of the current density distributions in a human model which stands with erect position on the insulating circular plate, and the characteristics of such internal current density distributions are clarified.

キーワード：有限要素法、人体モデル、電流密度、電界、電力周波数

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生体内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に誘導される電流密度の解析には、球および回転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⁾がある。人体モデルが接地インピーダンスで大地と結ばれている場合について、モデルから大地面に流れる短絡電流の検討⁽⁴⁾および解析⁽⁵⁾が行われている。人体モデルが大地から浮いた非接地の場合、外部電界によりモデル体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いる⁽⁶⁾。ごく最近、Dawson等および筆者らによって地表面から浮遊する非接地の人体モデル内電流密度分布の解析が行われ、Kaune等の実

験結果の理論的な検証がなされている⁽⁷⁾⁽⁸⁾。しかしながら、送電線近傍にいる人は靴等により地表面と絶縁されている場合がほとんどであるため、人体と地表面の間を絶縁性媒質で絶縁し、この条件下で外部電界により人体内に誘導される電流密度の検討を行う必要がある。現在までの論文では上述のように、人体モデルが地表面から浮遊した非接地の状態モデル内に誘導される電流密度の解析が行われており、人体モデルが靴等を想定した絶縁性媒質上に直立した場合についての解析は見当たらない。そこで本論文では、有限要素法を外部電界により地表面上の絶縁性媒質上に直立する人体モデル内電流密度の解析に適用し、モデル内電流密度分布の特性を明らかにしている。

2. 有限要素法による解析

2.1 基本式 その電气的特性が導電率 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。

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

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

(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。

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

ここで、 $E = \text{grad} \phi$ (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。

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

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。

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

ここで、 ω は $2\pi f$ 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。

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

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⁽⁹⁾。実際の有限要素法解析では倍精度の複素計算を用いた。

2.2 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マネキン形人体モデル(高さ1.7m、胸径0.27m)の形状を図1に示す。本モデルは文献(10)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0.01~1.0 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0.1S/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、モデルが地表面に置かれた絶縁性円板上に直立している場合について有限要素法を用いて解析している(図2参照)。人が靴等をはいている場合および靴等が湿気を含んで導電性をおびた場合を想定し、絶縁性円板(直径0.22m)の厚さ d を5, 10, 20, 30, 40および50mm、誘電率を ϵ_0 , $3\epsilon_0$ および $5\epsilon_0$ F/m(ϵ_0 : 真空の誘電率)、抵抗を1, 10, 30, 60M Ω および $\infty \Omega$ として解析した。解析にあたって、間隔10m、直径30mの平行円板電極(印加電圧10kV)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。この分割図を図3(a)に示す。また、解析に用いた人体モデルおよびそ

の近傍の分割図を図3(b)に示す。なお、筆者らは本解析手法の計算精度を検討するため、文献(8)で平行円板電極(直径30m、間隔10m、印加電圧10kV)中心軸上の中心に導電率0.1S/mおよび誘電率 $10^6 \epsilon_0$ F/mからなる導電性球(直径0.25m)を置き、導電性球内電界強度を有限要素法により解析し、理論値と比較している。この結果、本手法により得られた平等電界中の導電性球内電界強度解析値の理論値との誤差率は最大で1.7%、平均で0.75%で、両者はよく一致することを確かめている。また、図3(a)に示されている間隔10m、直径30mの平行円板電極(印加電圧10kV)間の平等電界は解析対象領域のすべての要素に対して真空の誘電率を与えたとき求められる。本解析における平等電界(1kV)の誤差率は全要素について0.01%以下である。すなわち、本解析手法を用いて平等電界中の絶縁性円板上に直立する人体モデル内電界強度を解析してもよいことがわかる。

図1 軸対称人体モデルの形状

Fig. 1. Configuration of an axisymmetrical human model.

図2 絶縁性円板上に直立する人体モデル

Fig. 2. A human model with erect position on the insulating circular plate.

図3(a) 分割図

Fig.3(a). Division pattern.

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 a axisymmetrical human model.

3. 解析結果

1kV/m の電力周波数 (60Hz) の電界中において、人体モデルが厚さ 5, 10, 20, 30, 40 および 50mm の絶縁性円板 (誘電率: ϵ_0 , $3\epsilon_0$ および $5\epsilon_0$ F/m) 上に直立した場合、モデル内に誘導される電流密度の解析を行っている。解析結果の一例として誘電率が ϵ_0 , $3\epsilon_0$ および $5\epsilon_0$ F/m からなる絶縁性円板 (厚さ $d=20$ mm) 上に直立するモデル内に誘導される平均電流密度 (モデル水平方向断面上の平均電流密度 以下: 電流密度) 分布の特性を図 4 に示す。本図からわかるように、モデル内に誘導された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。また、モデル内の電流密度の値は絶縁性円板の比誘電率が大きくなるにしたがってしだいに増加することがわかる。本図で絶縁性円板の比誘電率 ϵ_s が 1 の場合はモデルが間隔 $d=20$ mm で地面上の空气中に浮いている場合に相当し、この場合のモデル内電流密度の分布は Kaune 等の実験結果および筆者らの解析によく一致している⁽⁸⁾。絶縁性円板の比誘電率が 1, 3 および 5 のとき、モデル首部 (Neck part: 高さ 1.406m)、骨盤部 (Pelvis part: 高さ 0.870m) および足首部 (Ankle part: 高さ 0.095m) における電流密度の比較を表 1 に示す。

本表から、絶縁性円板 (高さ $d=20$ mm) の比誘電率が 3 で導電性を有しないとき、人体モデルの首部、骨盤部および足首部に誘導される電流密度は空气中に浮いている場合のそれと比較して、それぞれ 14.1, 21.4 および 50.3%増加する。同様に、比誘電率が 5 の場合、それらの値はそれぞれ 21.3, 32.1 および 76.1%増加する。本表から、絶縁性円板の比誘電率が大きくなるにしたがってモデル内電流密度が増加するが、その増加率はモデル上部から下部にかけて大きくなっていることがわかる。特に、足首部でその傾向が著しい。すなわち、絶縁性円板の比誘電率が 1 から大きくなると人体モデルと大地間にある浮遊容量中に流れていた電流がしだいにモデル下部を通して絶縁円板中に流れるようになる。このため、絶縁性円板の比誘電率が大きくなるとモデル上部から下部にかけて電流密度の増加率が大きくなると考えられる。

図4 絶縁性円板上に直立する人体モデル内電流密度の分布

Fig.4. Distributions of the current densities inside a human model with erect position on the insulating circular plate.

表 1 絶縁性円板上に直立する人体モデル首部、骨盤部および足首部における電流密度の比較

Table 1. Comparison of the current densities inside a human model with erect position on the insulating circular plate at neck, pelvis and ankle part.

	Current density (mA/m^2)		
	$\epsilon_s = 1$	$\epsilon_s = 3$	$\epsilon_s = 5$
Neck	0.334	0.381 (14.1)	0.405 (21.3)
Pelvis	0.131	0.159 (21.4)	0.173 (32.1)
Ankle	0.742	1.115 (50.3)	1.307 (76.1)

$d=20$ mm ()内 電流密度の増加率(%)

絶縁性円板が導電性を有するとき、外部電界により人体モデル内に誘導される電流密度を検討するため、絶縁性円板の厚さが 5, 10, 20, 30, 40 および 50mm、誘電率が ϵ_0 , $3\epsilon_0$ および $5\epsilon_0$ F/m、抵抗 R が 1, 10, 30, 60M Ω および $\infty\Omega$ (導電性を有しない) とした場合 について、モデル内電流密度の解析を行っている。絶縁性円板 (厚さ $d=20$ mm) の誘電率が $3\epsilon_0$ F/m で抵抗 R が 1, 10 および 30M Ω のとき、モデル内に誘導される、電流密度分布の特性を図 5 に示す。本図から、絶縁性円板 ($d=20$ mm) の抵抗 R が 1 から 10M Ω 程度の導電性を有する場合では、モデル内に誘導される電流密度の分布は絶縁性円板の抵抗が小さいと多少大きいもののモデルが接地された場合のそれとほぼ差異はない⁽⁸⁾。また、絶縁性円板の抵抗が 30M Ω の場合、モデル内に誘導される電流密度は絶縁性円板の抵抗 R が 1 および 10M Ω の場合のそれと比較して多少減少していることがわかる。人体モデルが導電性円板 (導電率 0.1S/m、誘電率 $10^6\epsilon_0$ F/m、 $d=20$ mm) 上に直立した場合を基準として、誘電率が $3\epsilon_0$ F/m で抵抗 1, 10 および 30M Ω の絶縁性円板 ($d=20$ mm) 上に直立した場合について、首部、骨盤部および足首部における電流密度の比較を表 2 に示す。本表からわかるように、絶縁性円板 ($d=20$ mm) の抵抗 R が 1M Ω の場合、モデル内に誘導される電流密度は導電性円板上に直立した場合のそれと比較して、

図5 導電性を有する絶縁性円板上に直立する人体モデル内電流密度の分布

Fig. 5. Distributions of the current densities inside a human model on the insulating circular plate consisted of the conductive medium.

表2 導電性を有する絶縁性円板上に直立する人体モデル首部、骨盤部および足首部における電流密度の比較

Table 2. Comparison between the current densities inside a human model with erect position on the insulating circular plate consisted of the conductive medium at neck, pelvis and ankle part.

	Current density (mA/m^2)			
	Conductive	$R = 1\text{M}\Omega$ $\epsilon_r = 3$	$R = 10\text{M}\Omega$ $\epsilon_r = 3$	$R = 30\text{M}\Omega$ $\epsilon_r = 3$
Neck	0.481	0.481 (0)	0.468 (2.7)	0.426 (11.6)
Pelvis	0.218	0.218 (0)	0.211 (3.2)	0.186 (14.7)
Ankle	1.908	1.908 (0)	1.821 (4.6)	1.495 (21.7)

$d=20\text{mm}$ ()内 電流密度の減少率(%)

首部、骨盤部および足首部で同一である。絶縁性円板の抵抗が 10M Ω の場合では、それらの値は首部で 2.7%、骨盤部で 3.2%および足首部で 4.6%減少している。また、絶縁性円板の抵抗が 30M Ω の場合では、モデル内電流密度の値は首部で 11.6%、骨盤部で 14.7%および足首部で 21.7%減少している。本表から、絶縁性円板 ($d=20$ mm) の抵抗が 1 から 30M Ω に増加するとモデル内の電流密度の分布はしだいに減少するが、その減少率はいずれもモデル上部から下部にかけて大きくなっていることがわかる。すなわち、抵抗の小さい間はモデル下部を通して絶縁性円板中に流れていた電流が抵抗が大きくなるとしだいに人体モデルと大地間にある浮遊容量中に流れるため、絶縁性円板の抵抗が大きくなるとモデル上部から下部にかけて電流密度の減少率が増加するものと考えられる。

絶縁性円板の誘電率が $3\epsilon_0$ F/m、抵抗 R が 1, 10, 30, 60M Ω および $\infty\Omega$ (導電性を有しない) のとき、絶縁性円板の厚さ d とモデル首部、骨盤部および足首部における電流密度の関係を図 6 に示す。絶縁性円板の抵抗 R が 1 および 10M Ω では d が大きくなると首部、骨盤部および足首部の電流密度はわずかず増加する。 R が 30M Ω の場合、モデル内電流密度は d が大きくなってほぼ一定であるが、 R が 60M Ω より大きくなるとモデル内電流密度は減少する。特に、足首部でその傾向が著しい。すなわち、 R が 1 から 10M Ω 程度では人体モデルが接地された場合の条件に近く、 d が大きくなるに伴って人体モデルの高さが等価的に高くなり、人体モデル表面に誘起される電界強度が増加する。その結果、モデル内に誘導される電流密度が増加すると考えられる。また、絶縁性円板の抵抗が 60M Ω より大きくなると、モデル内に誘導される電流密度は人体モデルが非接地の場合に近い特性を示し、 d が大きくなるにしたがってモデル内電流密度は減少する。特に、足首部でその傾向が

図6 絶縁性円板の厚さdと首部、骨盤部および足首部における電流密度の関係

Fig. 6. Distributions of the current densities at the neck, pelvis and ankle part relative to the thickness d of the insulating circular plate.

図7 絶縁性円板の比誘電率と首部、骨盤部および足首部における電流密度の関係

Fig. 7. Relations between the dielectric constant of the insulating circular plate and the current densities at the neck, pelvis and ankle part.

著しい。同様に、絶縁性円板 ($d=20\text{mm}$) の抵抗 R が $1, 10, 30, 60\text{M}\Omega$ および $\infty\Omega$ (導電性を有しない) のとき、絶縁性円板の比誘電率 ϵ_s と首部、骨盤部および足首部における電流密度の関係を図7に示す。本図からわかるように、絶縁性円板の抵抗 R が 1 から $30\text{M}\Omega$ の範囲では、絶縁性円板の比誘

電率 ϵ_s が大きくなってもモデル内電流密度はほぼ同一であるが、絶縁性円板の抵抗が $60\text{M}\Omega$ および $\infty\Omega$ の場合、モデル内電流密度は首部、骨盤部および足首部で比誘電率 ϵ_s が大きくなると増加する。特に、足首部でその傾向が著しい。本図から絶縁性円板の抵抗が $60\text{M}\Omega$ 以上になると、比誘電率が大きくなるに従って首部、骨盤部および足首部で電流密度は増加する。また、絶縁性円板の抵抗が大きくなるとモデル内電流密度は減少していることがわかる。

次に、絶縁性円板の誘電率が $3\epsilon_0\text{F/m}$ で、抵抗 R が $1, 10, 30, 60\text{M}\Omega$ および $\infty\Omega$ のとき、絶縁性円板の厚さ d と外部電界強度 (E_0) に対する頭頂点電界強度 (E_{hp}) の比 (E_{hp}/E_0) の関係を図8に示す。本図から、 R が 1 から $10\text{M}\Omega$ の範囲では d が大きくなると E_{hp}/E_0 は増加する傾向にあることがわかる。絶縁性円板の抵抗 R が $30\text{M}\Omega$ から $\infty\Omega$ の場合、 d が大きくなると E_{hp}/E_0 は減少している。すなわち、 R が 1 から $10\text{M}\Omega$ の範囲では人体モデルは接地された条件に近く、 d の増加にしたがって人体モデルが等価的に高くなるため、モデル頭頂点の電界強度は増加すると考えられる。また、 R が $30\text{M}\Omega$ から $\infty\Omega$ のとき、人体モデル内電流密度の特性はモデルが地表面と非接地の場合と同様な傾向を示し、外部電界強度に対するモデル頭頂点電界強度の比 (E_{hp}/E_0) は d が大きくなるにしたがって減少する。また、本図から R が小さくなると E_{hp}/E_0 が大きくなっていることがわかる。同様に、絶縁性円板の誘電率が $3\epsilon_0\text{F/m}$ で R が $1, 10, 30, 60\text{M}\Omega$ および $\infty\Omega$ のとき、外部電界強度 (E_0) に対するモデル足底面直下の電界強度 (E_{fp}) の比 (E_{fp}/E_0) の関係を図9に示す。本図から、 R が 1M から $\infty\Omega$ において、 d が大きくなると E_{fp}/E_0 は減少する

図8 絶縁性円板の厚さdと頭頂点電界強度の比 (E_{hp}/E_0) の関係

Fig. 8. Distribution of the ratio of the electric field strengths at the top of the head (E_{hp}/E_0) along the thickness d of the insulating circular plate.

図9 絶縁性円板の厚さ d と足部底面中心の電界強度の比(E_{fp}/E_0)の関係

Fig. 9. Distributions of the ratio of the electric field strengths on the bottom of the leg part (E_{fp}/E_0) along the thickness d of the insulating circular plate.

傾向を示すことがわかる。また、 R が小さくなるほど E_{fp}/E_0 の値も小さくなっている。特に、 R が $1M\Omega$ のとき、 d が $15mm$ より大きくなると E_{fp}/E_0 が外部電界強度 E_0 より小さな値になっていることがわかる。

4. おわりに

電力周波数の電界により、人体モデル内に誘導される電流密度の実験的および理論的な検討は現在のところ、モデルが地面に接地または非接地の状態で行なわれている。しかしながら、電界中の人体モデルが靴等の絶縁性媒質上に直立する場合について、モデル内電流密度を検討した論文は見当たらない。そこで、本研究では有限要素法を用い、 $1kV/m$ の外部電界により地表面の絶縁性媒質上に直立する人体モデル内に誘導される電流密度を解析し、その分布の特性を明らかにした。以下、本研究で得られた結果を述べる。

(1) 抵抗が $1, 10, 30, 60M\Omega$ および $\infty\Omega$ 、誘電率が $\epsilon_0, 3\epsilon_0$ および $5\epsilon_0 F/m$ からなる絶縁性円板 (高さ: 5 から $50mm$) 上に直立する人体モデル内電流密度の基本的な特性を明らかにした。

(2) 絶縁性円板 (導電性を有しない、厚さ $d=20mm$) の比誘電率が 3 のとき、人体モデル首部、骨盤部および足首部に誘導される電流密度は空気中に浮いている場合のそれと比較して、それぞれ $14.1, 21.4$ および 50.3% 増加する。同様に、比誘電率が 5 の場合、それらの値はそれぞれ $21.3, 32.1$ および 76.1% 増加する。すなわち、絶縁性円板の比誘電率が 1 から大きくなると人体モデルと大地間にある浮遊

容量中に流れていた電流がしだいにモデル下部を通して絶縁円板中に流れるようになる。このため、絶縁性円板の比誘電率が大きくなるとモデル上部から下部にかけて電流密度の増加率が大きくなると考えられる。

(3) 絶縁性円板 (厚さ $d=20mm$ 、誘電率 $3\epsilon_0 F/m$) の抵抗 R が $1M\Omega$ の場合、モデル内に誘導される電流密度は導電性円板 (導電率 $0.1S/m$ 、誘電率 $10^6\epsilon_0 F/m$ 、 $d=20mm$) 上に直立した場合のそれと比較して、首部、骨盤部および足首部で同一である。絶縁性円板の抵抗が $10M\Omega$ の場合では、それらの値は首部で 2.7% 、骨盤部で 3.2% および足首部で 4.6% 減少している。また、絶縁性円板の抵抗が $30M\Omega$ の場合では、モデル内電流密度の値は首部で 11.6% 、骨盤部で 14.7% および足首部で 21.7% 減少している。絶縁性円板の抵抗が 1 から $30M\Omega$ に増加するとモデル内の電流密度の分布はしだいに減少するが、その減少率はいずれも人体モデル上部から下部にかけて大きくなっている。すなわち、抵抗の小さい間はモデル下部を通して絶縁性円板中に流れていた電流が、抵抗が大きくなるとしだいに人体モデルと大地間にある浮遊容量中に流れる。このため、絶縁性円板の抵抗が大きくなるとモデル上部から下部にかけて電流密度の減少率が増加するものと考えられる。

(4) 絶縁性円板の高さ d が 5 から $50mm$ において、絶縁性円板 (誘電率 $3\epsilon_0 F/m$) の抵抗 R が 1 から $10M\Omega$ の範囲では、 d が大きくなるとモデル頭頂点の電界強度はわずかず増加する。絶縁性円板の抵抗が $30M\Omega$ から $\infty\Omega$ の場合、 d が大きくなるとモデル頭頂点の電界強度は減少する傾向を示している。すなわち、 R が 1 から $10M\Omega$ の範囲では人体モデルは接地された条件に近く、 d の増加にしたがって人体モデルが等価的に高くなるため、モデル頭頂点の電界強度は増加する。また、 R が $30M\Omega$ から $\infty\Omega$ のとき、人体モデル内電流密度の特性はモデルが地表面と非接地の場合と同様な傾向を示し、外部電界強度に対するモデル頭頂点電界強度は d が大きくなるにしたがって減少すると考えられる。

(5) 絶縁性円板の高さ d が 5 から $50mm$ において、絶縁性円板 (誘電率 $3\epsilon_0 F/m$) の抵抗 R が $1M$ から $\infty\Omega$ では d が大きくなるとモデル足底面直下の電界強度は減少する傾向を示す。 R が小さいほどモデル足底面直下の電界強度の値も小さくなる。中でも R が $1M\Omega$ の場合、 d が $15mm$ より大きくなるとモデル足底面直下の電界強度の値は外部電界強度より小さくなる。

(平成11年08月03日受付、平成11年11月02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, Vol. BME-28, No. 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, Vol. EMC-23, No. 4, pp. 382-390 (1981).
- (4) Don W. Deno, "Electrostatic Effect Induction Formulae", IEEE Trans. on Power Apparatus and Systems, Vol. PAS-94, No. 5, pp. 1524-1536 (1975).
- (5) Kun-Mu Chen et al., "Quantification of Interaction Between ELF-LF electric Fields and Human bodies", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. BME-33, No. 8, pp. 746-756 (1986).
- (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 Transactions on Power Delivery, Vol. 13, No. 2, pp. 366-373 April (1998).
- (8) 千葉、伊坂、"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"、電学論B、119巻3号、pp. 401-407、(1999)。
- (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) 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, Vol. PAS-103, No. 7, pp. 1895-1901 (1984).
- (11) E. Carstensen, "Biological Effects of Transmission Line Fields", Elsevier Science Publishing Co., Inc., New York, pp. 40-44 (1987).

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年東京大学院工学系研究科修士課程了。71年同博課程了。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。