

研究速報

帯電人体からの接触電流の FDTD シミュレーション

永井 稔大[†](学生員) 平田 晃正[†](正員)藤原 修[†](正員)

FDTD Simulation of Contact Current from Charged Human

Toshihiro NAGAI[†], Student Member, Akimasa HIRATA[†], and Osamu FUJIWARA[†], Members[†]名古屋工業大学大学院, 名古屋市

Nagoya Institute of Technology, Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya-shi, 466-8555 Japan

あらまし 情報通信研究機構の開発になる解剖学的人体数値モデルを用いて, 帯電人体から金属棒を介して接地金属板へ流出する接触電流とその際に生ずる体表面磁界を FDTD 法で数値解析し, 測定波形との比較から FDTD モデリングの妥当性を確認した.

キーワード 帯電人体, 接触電流, FDTD シミュレーション

1. まえがき

電磁界曝露で異なる電位ポテンシャルをもつ金属構造物などにヒトが接触すると, いわゆる接触電流が体内へ流入し, その際に誘導される体内電流密度で間接的な生体影響を引き起こすとされる [1]. この種の接触電流は, 筋肉や末梢神経を刺激するおそれがあり, それゆえに解剖学的人体数値モデルを用いた電磁界解析が行われている [2]~[5].

一方, 歩行などで静電気帯電したヒトが金属構造物に触れた際には, 火花の発生で過渡的な接触電流が体外へ流出し, 電撃を引き起こす場合もある. このような過渡成分をもつ接触電流についても, 人体安全性の観点から静電気放電を対象とした解析的研究 [3], [4] が行われているが, そこでは電子機器の静電気放電 (Electrostatic discharge: ESD) に対する耐性試験で国際標準会議 (International Electrotechnical Commission: IEC) が規定している典型的な ESD 電流波形 [6] を人体モデルに注入することでモデル化していることから, 実際の状況は模擬できていない. したがって, 数値解析における接触状況の電気的モデリングや, 過渡成分をもつ接触電流による体内誘導量の評価に関しては不明な部分が多い.

本論文では, 過渡成分をもつ接触電流による体内誘導量を評価するためのモデル構築を目的として, 情報通信研究機構 (NICT: National institute of Information and Communications Technology) 開発の日本人男性の解剖学的人体数値モデル [7] を用いて, 帯電人

体が金属棒を介して接地導体へ触れる際に生ずる接触電流とそれが引き起こす体表面磁界を FDTD (Finite Difference Time Domain) [8], [9] シミュレートし, 測定波形と比較することで, FDTD モデリングの妥当性を示す.

2. 方法

本章では, 人体 ESD に関する文献 [10] と同じく, 帯電人体が金属棒を介して接地金属板へ接触する状況を想定し, 接触電流とそれが引き起こす体表面磁界の測定配置及び FDTD シミュレーションの方法について述べる.

2.1 測定の配置と方法

図 1 は帯電人体からの接触電流と体表面磁界の測定法と配置図を示す. 縦 1 m, 横 1.5 m のアルミ板をグランドとし, 縦 2 m, 横 1.5 m のアルミ板をそれと垂直に配置した. 垂直なアルミ板の中央に静電気試験器の IEC 規定に基づく電流校正用ターゲット (以降はターゲットと呼ぶ) [6] を取り付け, その出力を, 50 Ω 同軸ケーブルを介してデジタルオシロスコープ (Tektronix TDS6124C, 入力インピーダンス: 50 Ω, 帯域幅: 12 GHz, サンプリング周波数: 40 GHz, 量子化ビット数: 8 ビット) に接続した. 体表面磁界は, 遮へい型磁界プローブ (以降はプローブ, ループ内径: 9.0 mm, 外径: 10.0 mm) を人体背面に配置・固定し, その出力を上述のデジタルオシロスコープに接続した. 図中の拡大図には手に持った金属棒をターゲットに近づけ放電する状態と遮へい型磁界プローブによる体表面磁界の測定状況の一例を示す. なお, 金属棒としては, IEC 規定の静電気試験器に使用される気中放

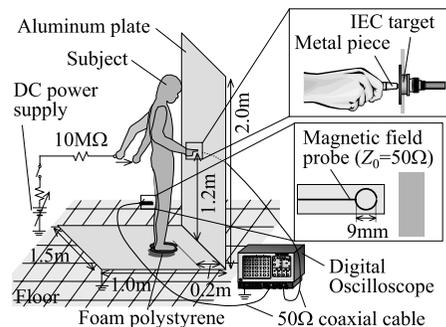


図 1 帯電人体の金属棒を介した接触電流と体表面での近傍磁界の測定配置

Fig.1 Setup for measuring contact currents and magnetic near-fields on body surfaces through a hand-held metal piece from a charged human.

表 1 主な人体組織の電気定数のパラメータと数値

Table 1 Parameters and their numerical values for electric constants of major human tissues.

Tissue	σ_0 [S/m]	ε_∞	$\Delta\varepsilon_1$	$\Delta\varepsilon_2$	$\Delta\varepsilon_3$	$\Delta\varepsilon_4$	τ_1 [s]	τ_2 [s]	τ_3 [s]	τ_4 [s]
Fat	2.20×10^{-2}	2.81	1.86×10^4	8.37×10^4	1.91×10^4	2.66	7.27×10^{-5}	9.94×10^{-7}	1.72×10^{-8}	8.84×10^{-12}
Muscle	3.20×10^{-1}	6.77	2.72×10^4	6.92×10^3	3.55×10^2	46.0	1.16×10^{-5}	2.67×10^{-7}	2.82×10^{-8}	7.96×10^{-12}
Skin	2.00×10^{-4}	4.04	5.04×10^2	5.20×10^2	5.43×10^1	35.5	8.01×10^{-8}	1.57×10^{-8}	1.39×10^{-9}	7.96×10^{-12}

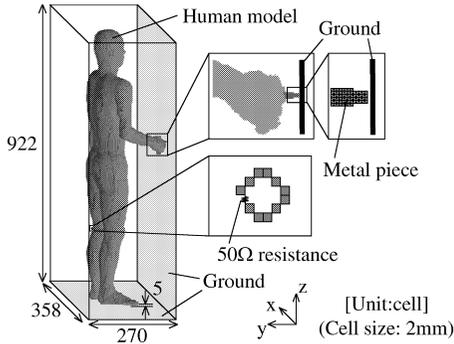


図 2 接触電流と体表面での近傍磁界を解析するための計算空間と FDTD モデル

Fig. 2 Computational region and FDTD model used for analyses of contact currents and magnetic near-fields.

電用電極（長さ：50 mm，先端曲率半径：4 mm）を用いた。

帯電人体からの接触電流と体表面磁界は、次のように測定した。男性の被験者（年齢：22 歳，身長：177 cm，体重：60 kg）をグラウンドの上に配置した発泡スチロール（厚さ：1 cm）の上に立たせ、10 M Ω の抵抗器を介して高電圧電源で人体を帯電させる。次に、被験者人体を電源から切り離し、ターゲットから約 6 cm のところから金属棒をできるだけ早く近づけて接触させ、ターゲットとプローブの両出力を同時測定した。ただし、ターゲットの伝達インピーダンスは数 GHz までほぼ 1 Ω であり、それゆえにターゲット出力電圧の波形はターゲットへの注入電流波形に対応し、それはグラウンドへの接触電流波形に一致することも確認されている [11]。なお、測定は気温 25 $^{\circ}$ C，相対湿度 57% のコンクリートビルディング内で行った。

2.2 FDTD モデルと計算方法

図 1 の FDTD モデルと計算条件を図 2 に示す。人体モデルは、NICT の開発になる数値人体モデル（身長 173 cm，体重 65 kg）で 51 種類の組織から構成され、2 mm の分解能を有する。もとの人体モデルの右肘と指を変形し、静電気試験器の先端電極の形状をできるだけ模擬した直方体形状の金属棒を手に

持たせ、完全導体とした金属板に対して、足裏 5 セル（10 mm）の間隔を開けて配置した。解析空間は、358 セル \times 270 セル \times 922 セルである。吸収境界条件には、モデル表面と吸収境界との間隔を 50 セル（100 mm）設け、12 層の Berenger PML（Perfectly Matched Layer）を適用した。

過渡的電磁界の解析に際しては、対象となる周波数範囲が同定できないことから、人体組織の電気定数は多重極のデバイ分散 [8], [9] に従うものと仮定した。一般に P 個の極をもつデバイ分散では、人体組織の複素比誘電率 $\varepsilon_r(\omega)$ は、真空の誘電率を ε_0 として、

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{p=1}^P \frac{\Delta\varepsilon_p}{1 + j\omega\tau_p} + \frac{\sigma_0}{j\omega\varepsilon_0} \quad (1)$$

と表すことができる。ここで、 ε_∞ は周波数無限大時の比誘電率、 $\Delta\varepsilon_p$ は極 p による比誘電率の変化量、 τ_p は極 p の緩和時間、 σ_0 は静電界における導電率である。これらのパラメータは、Gabriel の測定値に基づく 4-Cole-Cole モデル [12] の値に対して、4 個の極を考慮することで 10 kHz から 10 GHz の周波数範囲でフィッティングすることで求めた。主な組織についての結果を表 1 に示す。なお、周波数の下限を 10 kHz とした理由は、10 kHz 以下では導電電流が支配的となり、人体組織の導電率がおおむね一定となるためである。

帯電人体と金属板との接触は、金属棒と金属板との間に 1 セルのギャップを設け、この間に以下の 2 種類の励振電圧波形を印加してモデル化した。実際の放電で生ずる放電電流の測定波形と人体インピーダンスの 300 kHz から 6 GHz に及ぶ広帯域の周波数特性からギャップ間の放電電圧波形を文献 [10] の方法で推定し、これを電圧源としてギャップを励振する（励振 A と呼ぶ）。理想スイッチで短絡したとしてギャップを励振する（励振 B）。

体表面での磁界については、遮へい型磁界プローブによる測定検証を想定し、50 Ω 同軸ケーブルを介したプローブ出力を計算した。すなわち、図 2 に示すよう

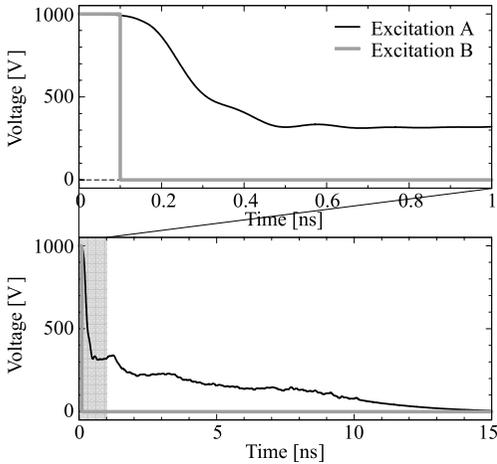


図3 金属棒とグラウンド間の放電電圧波形

Fig. 3 Waveform of discharge voltage between metal piece and ground.

に銅製ループと1セルギャップを作成し、そのギャップに挿入した集中抵抗 $50\ \Omega$ の両端電圧を計算し、これを体表面磁界で誘導されるプローブの出力電圧とした。

3. 検証

FDTD シミュレーション、測定ともに帯電電圧は $1\ \text{kV}$ とした。図3は金属棒とグラウンド間の放電電圧波形を示す。上図は $1\ \text{ns}$ までの拡大波形である。図中の細線は励振 A に対する波形、太線は励振 B による波形である。図から、励振 B の場合には帯電電圧からグラウンド電位へ瞬時に降下しているが、励振 A では機械的な接触の前に放電が段階的に生じ、帯電電圧の実質的な降下分は理想スイッチの場合よりも小さくなっていることが分かる [10]。図3の放電電圧波形を電圧源として金属棒とグラウンド間のギャップを励振した場合の接触電流のシミュレーション波形を測定波形と併せて図4に示す。上図は $1\ \text{ns}$ までの拡大波形、最下図は $190\ \text{ns}$ までの全体波形をそれぞれ示す。図から、励振 B の計算波形は測定波形に比べ、立上りのピーク値が 1.5 倍ほど大きくなっているのに対して、励振 A の計算波形では測定波形によく一致していることが分かる。前者の理由は、接触寸前の階段状の放電で帯電電圧の実質的な落差が 70% 近くになっていることによる。また、 $190\ \text{ns}$ の間の接触電流波形から、 $10\ \text{ns}$ 程度で大きな変動は収まり、その後は徐々に電流が減衰していること、シミュレーション波形は測定波形におおむね一致していること、などが分かる。

図5はプローブ出力の電圧波形を示す。プローブ

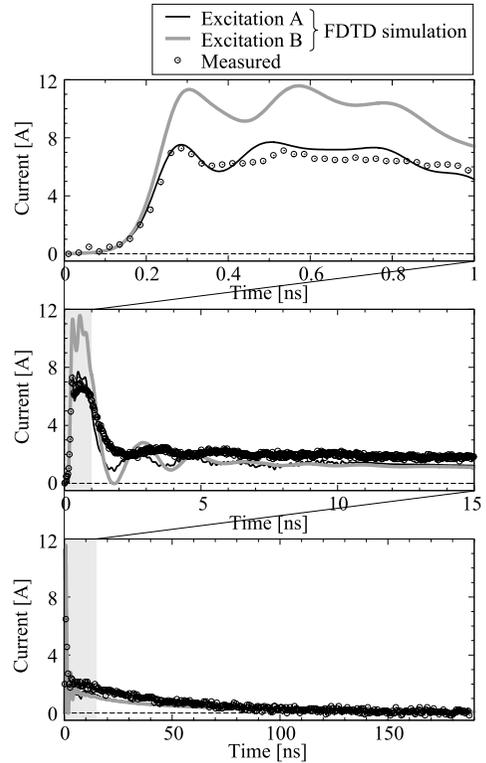


図4 接触電流波形の FDTD シミュレーションと測定波形

Fig. 4 FDTD simulation and measured waveform of contact current.

の配置箇所は、体表面を流れる電流による磁界の観測が容易な部位として、(a) 腰部、(b) 左膝窩部、(c) 左足首後部を選んだ。また、それぞれの部位でプローブのループ面を底面金属板に対して垂直 (Vertical) または水平 (Horizontal) として配置した。図から、プローブ出力電圧の計算波形を測定波形と比較すると、波形のピーク値は同程度になっており、外形はおおむね模擬できていること、励振 A、B の計算波形を比べると、ピーク値は後者の方が大きい、波形の外形はおおむね一致していること、などが分かる。また、プローブの配置箇所について比べると、図5(a)では水平、垂直とも同程度のピーク値となっているが、同図(b)、(c)では垂直に比べて水平方向が小さくなっている。これは図(a)では体表面電流の流れる方向に広がりをもつが、図(b)、(c)では同電流が脚部方向へ流れるため、表面電流がほぼ垂直方向となることによるものと考えられる。なお、計算と測定の差異については、人体モデルと被験者との身体の部位寸法、体格の違い

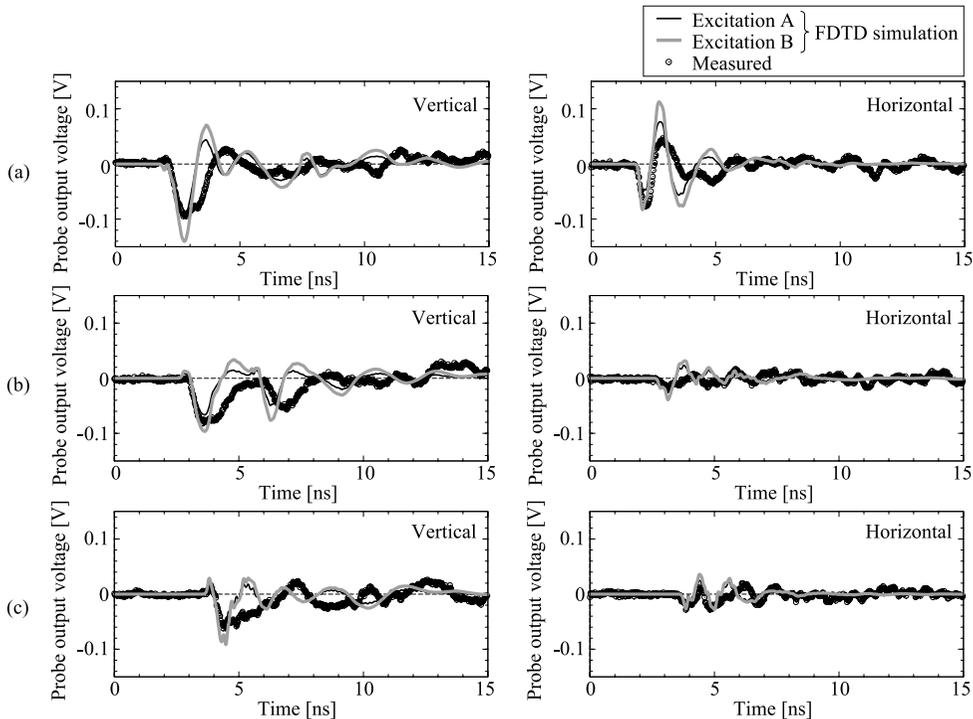


図5 体表面に配置された遮へい型磁界プローブの出力電圧に対する FDTD シミュレーションと測定波形 (a) 腰部, (b) 左膝窩部, (c) 左足首後部

Fig. 5 FDTD simulation and measurement for output voltages of shielded loop antenna placed on body surfaces. (a) back, (b) left popliteal fossa, and (c) rear of left ankle.

による電流経路長の差, 人体の組織構成及び電気定数などの影響によるものと推察する。

4. む す び

本論文では, 帯電人体が金属棒を介して接地導体へ触れる際に生ずる接触電流とそれが引き起こす体表面磁界の FDTD シミュレーションを行った。その結果, 金属棒先端から流れる接触電流及び体表面磁界について, 計算波形と測定波形とを比較することで FDTD モデリングの妥当性を確認した。

今後の課題としては, 接触電流が引き起こす体内誘導量の計算と安全性評価が挙げられる。

文 献

- [1] World Health Organization, Environmental Health Criteria 238 Extremely Low Frequency Fields, 2007.
- [2] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, and R. Kavet, "Electric fields in the human body resulting from 60-Hz contact currents," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.48, no.9, pp.1020–1026, Sept. 2001.
- [3] E. Okoniewska, M.A. Stuchly, and M. Okoniewski, "Interactions of electrostatic discharge with the human body," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.52, no.8, pp.2030–2039, Aug. 2004.
- [4] T.W. Dawson, M.A. Stuchly, and R. Kavet, "Electric fields in the human body due to electrostatic discharge," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.51, no.8, pp.1460–1468, Aug. 2004.
- [5] Y. Kamimura, K. Komori, M. Shoji, Y. Yamada, S. Watanabe, and Y. Yamanaka, "Human body impedance for contact current measurement in Japan," *IEICE Trans. Commun.*, vol.E88-B, no.8, pp.3263–3268, Aug. 2005.
- [6] IEC (International Electrotechnical Commission), "IEC 61000: Electromagnetic compatibility (EMC) - Part 4-2: Testing and measurement techniques - Electrostatic discharge immunity test," IEC61000-4-2 Edition 1.2 2001-04.
- [7] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, M. Taki, and Y. Yamanaka, "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," *Phys. Med. Biol.*, vol.49, pp.1–15, 2004.

- [8] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 東京, 1998.
- [9] A. Taflov and S.C. Hagness, Computational Electrodynamics The Finite-Difference Time-Domain Method, Third ed., Artech House, Norwood, MA, 2005.
- [10] 森 育子, 高 義礼, 藤原 修, “帯電人体からの金属棒を介した気中放電による放電電流の広帯域測定,” 電学論 (A), vol.126, no.9, pp.902-908, 2006.
- [11] Y. Taka, T. Adachi, O. Fujiwara, S. Ishigami, and Y. Yamanaka, “Reconstruction of discharge currents injected on calibration target from electrostatic discharge generators,” Proc. 18th Int. Zurich Symposium on EMC, pp.349-352, Munich, 2007.
- [12] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies,” Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- (平成 20 年 11 月 10 日受付, 21 年 1 月 9 日再受付)
-