

ショートノート

接触電流に対する体内誘導電界評価における準静的 FDTD 法の有効性の検討

服部 潤哉[†] 平田 晃正^{†a)} (正員)

Effectiveness of Quasi-Static FDTD Method for Dosimetry in Human due to Contact Current

Junya HATTORI[†], Nonmember
and Akimasa HIRATA^{†a)}, Member

[†] 名古屋工業大学大学院工学研究科, 名古屋市
Graduate School of Engineering, Nagoya Institute of Technology, Nagoya-shi, 466-8555 Japan
a) E-mail: ahirata@nitech.ac.jp

あらまし 接触電流に伴う体内誘導電界の解析に準静的 FDTD 法を適用した場合の有効性について検討する。誤差要因として、変位電流、モデル化の際の階段近似、モデルの不均質性を考え、円柱モデルを用いて各要因に伴う誤差を明らかにした。

キーワード 接触電流, 準静的 FDTD 法, 体内誘導電界評価, ドシメトリ

1. まえがき

低周波から中間周波数帯における接触電流が人体に流入する場合、末梢神経系へ刺激を与える可能性がある。ここで、接触電流とは、電磁界ばく露により異なる電位ポテンシャルをもった金属構造物と人体が接触するとき生じるものである。近年では、IH 調理器の普及、あるいは無線電力伝送の実用化に向けた動きもあり、接触電流により体内に誘導される電磁界の評価に関心が高まっている。ICNIRP ガイドライン [1] や IEEE/ICES 規格 [2], [3] では、接触電流の参考レベルと体内誘導電界の基本制限を設けている。しかしながら、体内誘導電界の実測は困難であるため、計算機を用いた数値解析により、ガイドラインにおける参考レベルと基本制限の関係の確認が行われるようになった [4], [5]。

定常的接触電流に伴う体内誘導電界の数値解析には SPFD 法 [4], [5] や準静的 FDTD 法 [6] の適用例が報告されている。特に、準静的 FDTD 法は、複雑な波源に適用できることから、今後、より現実的な問題への適用が期待される。しかしながら、均質な人体モデルを用い、変位電流を無視したことによる誤差の検討は行ったものの [6]、誤差要因の詳細な定量評価は行われていない。

本論文では、準静的 FDTD 法を接触電流に対する人体ドシメトリに適用した場合の有効性評価を目的と

し、損失性誘導電体からなる円柱モデルを対象として、変位電流、モデル化の際の階段近似、モデルの不均質性に伴う数値誤差を検討する。また、検討を行う周波数は総務省電波防護指針 [7] で管理指針が設けられている 10 kHz から 100 MHz までとした。

2. 解析モデルと方法

2.1 解析モデル

解析には、人体の胴体部を模擬した直径 0.25 m の円柱を用いた。円柱の高さは後述する理論解の導出では無限長とするため、また、計算機メモリの限界も考慮し 2 m とした。以降の検討では、均質及び 3 層からなる円柱モデルを用いる。モデルの構成組織は、均質な場合は筋肉、不均質な場合には外側から皮膚、脂肪、筋肉の 3 層とした。なお、皮膚、脂肪の厚さはそれぞれ 5 mm, 10 mm とした。モデルの解像度としては、10 mm, 5 mm, 2.5 mm の 3 種類とした。電流の向きを一様とするため上端と下端は金属円柱平板とした。人体組織の電気定数は、4-Cole-Cole モデルで与えられるデータベース [8] に基づき、周波数ごとに異なる値を与えた。人体組織における導電率と比誘電率を表 1 に示す。なお、準静近似では、変位電流が無視できることが前提となるため、準静的 FDTD 法における比誘電率は全ての組織で 1 とした。

2.2 解析領域

解析条件を図 1 に示す。円柱モデルの上端と下端を金属線により解析領域の外側にある吸収境界までつなぎ、接地した。吸収境界には 12 層の PML を用い、吸収境界とモデル表面の間には 50 セルの間隔を設けた。上端側の金属線には一セルのギャップを設け、電圧源を挿入した。周波数は、10 kHz から 100 MHz までとした。また、波源の電圧 $V(t)$ は経過時間 t で場合分

表 1 人体組織の導電率と比誘電率

Table 1 Conductivity and relative permittivity of human tissues.

		10kHz	1MHz	100MHz
Muscle	σ [S/m]	0.34	0.50	0.71
	ϵ_r	25909	1836	66
Fat	σ [S/m]	0.024	0.025	0.036
	ϵ_r	1085	27	6.1
Skin	σ [S/m]	2.0×10^{-4}	0.013	0.49
	ϵ_r	1133	991	73

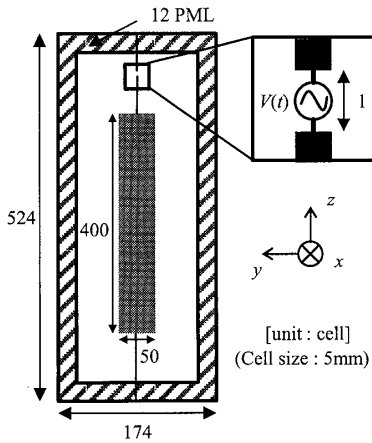


図1 解析条件

Fig. 1 Computational domain.

けし、式(1)に示す立上りの緩やかなステップ関数として励振した[6].

$$V(t) = \begin{cases} V_0 \frac{2}{\tau^2} t^2 & 0 < t \leq \frac{\tau}{2} \\ V_0 - V_0 \frac{2}{\tau^2} (t - \tau)^2 & \frac{\tau}{2} < t \leq \tau \\ V_0 & \tau < t \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 V_0 は模擬する正弦波の波高値、 τ は電圧が V_0 に達するまでの時間であり、高周波成分が生じないように設定した。この入力波形に対し、モデル内の誘導量が時間的に一定となった時点で解析を終了するものとする。本研究で示す計算例では、総計算回数6000ステップに対して、 τ は500ステップとした。

3. 理論解の導出方法

損失性誘電体から構成される無限長の円柱に電流が流れるときの電磁界分布の一般解は、円筒座標系 (r, φ, z) を用い、電流の方向が z 方向のみであり、かつ z と φ に依存しないと仮定して以下の式で与えることができる[9].

$$E_z(r) = AJ_0(kr) + BN_0(kr) \quad (2)$$

$$H_\varphi(r) = -\frac{Ak}{i\omega\mu} J_1(kr) - \frac{Bk}{i\omega\mu} N_1(kr) \quad (3)$$

ここで、

$$k^2 = -i\omega\mu\sigma^* \quad (4)$$

$$\sigma^* = \sigma + i\omega\varepsilon \quad (5)$$

$$J_n(x) = \sum_{m=0}^{\infty} \frac{(-1)^m}{m!(n+m)!} \left(\frac{x}{2}\right)^{n+2m} \quad (6)$$

$$N_n(x) = \frac{2}{\pi} J_n(x) \left\{ \gamma + \log\left(\frac{x}{2}\right) \right\}$$

$$-\frac{1}{\pi} \sum_{l=0}^{\infty} \frac{(-1)^l}{l!(n+l)!} \left\{ \sum_{m=1}^l \frac{1}{m} + \sum_{m=1}^{l+n} \frac{1}{m} \right\} \left(\frac{x}{2}\right)^{2l+n}$$

$$-\frac{1}{\pi} \sum_{l=0}^{n-1} \frac{(n-l-1)!}{l!} \left(\frac{x}{2}\right)^{2l-n} \quad (7)$$

$$\gamma = \lim_{l \rightarrow \infty} \left\{ \sum_{m=1}^l \frac{1}{m} - \log(l) \right\} \quad (8)$$

であり、 r は円柱の中心軸からの距離、 A 及び B は未知定数である。なお、 $N_0(kr)$ は $r=0$ で発散するため均質な円柱では $B=0$ とならなければいけない。ここで、円柱の半径を a 、円柱を流れる電流強度を I として、磁界を円柱の外縁上で線積分して、

$$I = \oint H_\varphi(a) a d\varphi$$

$$I = -2\pi a \frac{Ak}{i\omega\mu} J_1(ka) \quad (9)$$

$$A = \frac{k}{2\pi a \sigma} \frac{I}{J_1(ka)}$$

が得られる。

一方、3層の円柱については、 k と未知定数は組織ごとに異なる値をもつ。未知定数は、層間の電磁界の境界条件を満たすことにより、均質な場合と同様に求めることができる。また、 σ^* を近似的に σ とみなせるとすることにより、変位電流を無視した場合の電界分布の理論解が求まる。

4. 結果と考察

準静近似の適用限界、つまり変位電流を無視した場合に生じる理論誤差及び準静的FDTD法を適用した場合に生じる数値誤差を以下の式で定義した。なお、準静的FDTD法では、電流の方向が一樣となる円柱の中心の x - y 断面の電界を電流強度が理論解と等しくなるよう規格化して用いることとする。

$$\text{Error}(\mathbf{r}) = \frac{|\mathbf{E}_{qs}(\mathbf{r}) - \mathbf{E}_{ana}(\mathbf{r})|}{E_{\max}} \times 100 \quad [\%] \quad (10)$$

ここで、 $\mathbf{E}_{qs}(\mathbf{r})$ は変位電流を無視した場合の電界の z 方向成分の理論解または準静的FDTD法より求めた電界の z 方向成分であり、 $\mathbf{E}_{ana}(\mathbf{r})$ は変位電流を考慮した電界の理論解である。 E_{\max} は $\mathbf{E}_{ana}(\mathbf{r})$ の最大値とし、誤差を規格化した。

まず、解像度5mmの均質な円柱の変位電流を無視したことによる理論誤差と準静的FDTD法の数値誤

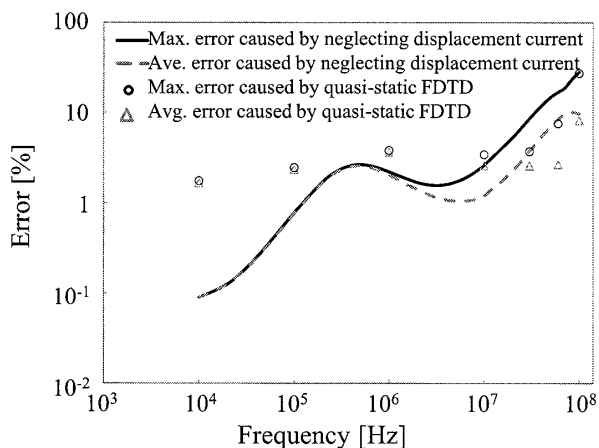


図2 変位電流を無視したことによる理論誤差と準静的 FDTD 法の数値誤差 (解像度 5 mm)

Fig.2 Theoretical error caused by neglecting displacement current and computational error with quasi-static FDTD (5 mm resolution).

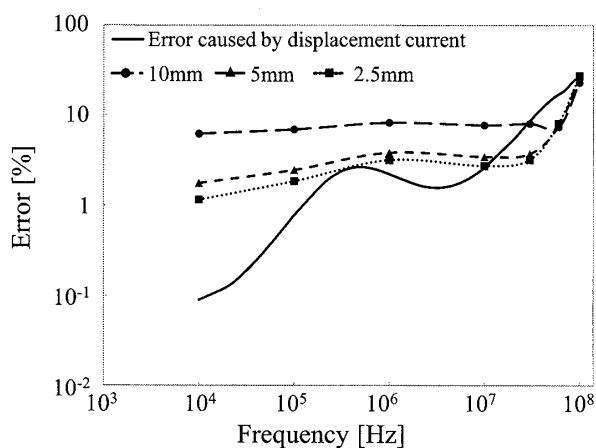


図3 モデル化の階段近似に伴う数値誤差の最大値

Fig.3 Maximum error caused by staircase approximation.

差の平均値と最大値を図2に示す。図2より、変位電流を無視したことによる理論誤差は、周波数が高くなるに従い、振動しながら大きくなるのが分かる。準静的 FDTD 法を用いて解析した場合の数値誤差は、おおよそ 50 MHz 以下の周波数においては、ほぼ一定である。一方、50 MHz 以上の周波数においては、周波数が高いほど、誤差が大きくなるのが分かる。ここで、準静的 FDTD 法の数値誤差は、変位電流を無視したことによる理論誤差とモデル化の階段近似による数値誤差の複合的なものである。

次に、モデルの階段近似による数値誤差について検討する。均質な円柱モデルの解像度を 10 mm, 5 mm, 2.5 mm と変化させた場合の準静的 FDTD 法の数値誤差の最大値を図3に示す。図3より、おおよそ 50 MHz

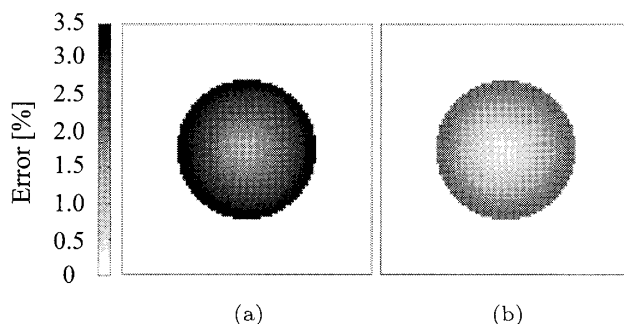


図4 10 MHz における準静的 FDTD 法の数値誤差分布 (解像度 5 mm): (a) 均質モデル, (b) 三層モデル

Fig.4 Distributions of error with quasi-static FDTD method at 10 MHz (5-mm resolution): (a) homogeneous model and (b) three-layer model.

以下の周波数では、解像度が高いほど誤差が小さいことが分かる。これは解像度が高いほどモデル化の際の階段近似による数値誤差が小さいためである。また、50 MHz 以上の周波数においては解像度による差異はほとんど見られない。これは変位電流を無視したことによる理論誤差がモデル化に伴う階段近似による数値誤差よりも十分大きいためであると考えられる。

更に、モデルの不均質性を検討するために、3層モデルを用いた場合に生じる数値誤差について検討する。モデルが均質な場合と不均質な場合の 10 MHz における準静的 FDTD 法の数値誤差分布を図4に示す。図4より、いずれの場合も外縁付近で誤差が大きくなるのが分かる。これは、準静近似を適用しない理論解では周波数が高い場合には表皮効果により、円柱の外縁部の電流密度が高くなり電界も大きくなるのに対し、準静的 FDTD 法では高周波成分が含まれないと仮定するため、事実上表皮効果がなく、電界分布が一様となるためである。また、均質モデルと比べ、3層モデルにおける誤差が小さいことが分かる。これは式(11)で定義した誤差の規格化に起因するものであり、3層モデルにおける電界の最大値が均質モデルに比べ大きいためであると考えられる。なお、3層モデルにおける数値誤差の周波数依存性は均質な場合と同様の傾向であり、また、10 MHz 以外の周波数においても3層モデルにおける誤差の方が小さくなった。

外部電磁界ばく露による体内誘導量の数値解析において、電流ベクトルが急激に変化する場合には、階段状の部分においてボクセルに特異点が生じ、誤差が数10%にのぼることが報告されている[10]。しかしながら、接触電流に対しては、円柱が不均質な場合においてすら、特異点による影響は顕著ではなかった。これ

は電流の向きが z 方向のみであり，階段状の部分に沿った電流が生じないためであると考えられる。

5. むすび

中間周波数帯における接触電流に伴う体内誘導電界の解析に準静的 FDTD 法を適用した場合の有効性を検討するために，損失性誘電体から構成される円柱を対象とした検討を行った。その結果，50 MHz 以下の電流では，モデルの階段近似に伴う数値誤差が変位電流を無視したことによる理論誤差よりも大きく，解像度 2.5 mm の均質な円柱で 2~3% であった。また，外部電磁界ばく露で報告されていた離散化に伴う特異的な数値誤差は，複数層モデルを用いた場合でも顕著ではなかった。

今後の課題として，準静的 FDTD 法を用いた人体ドシメトリが挙げられる。

文 献

- [1] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "ICNIRP Statement-Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (1 Hz to 100 kHz)," *Health Phys.*, vol.99, no.6, pp.818-836, 2010.
- [2] IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 0-3 kHz, IEEE Std. C95.6-2002.
- [3] IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE Std. C95.1-2005.
- [4] 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.
- [5] 平尾賢司, 太良尾浩生, 林 則行, 伊坂勝生, "低周波接触電流による体内電流密度分布簿基礎検討," 信学技報, EMCJ2008-16, 2008.
- [6] A. Hirata, Y. Takano, and T. Nagai, "Quasi-Static FDTD method for dosimetry in human due to contact current," *IEICE Trans. Electron.*, vol.E93-C, no.1, pp.60-65, Jan. 2010.
- [7] 郵政省電気通信技術審議会答申, "諮問第 38 号「電波利用における人体の防護指針」," 1990.
- [8] 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.
- [9] 砂川重信, 理論電磁気学, pp.181-184, 紀伊国屋書店, 東京, 1999.
- [10] T.W. Dawson, M. Potter, and M.A. Stuchly, "Evaluation of modeling accuracy of power frequency field interaction with the human body," *Comput. Electromag. Soc. J.*, vol.16, no.2, pp.162-172, 2001.
(平成 23 年 7 月 21 日受付, 9 月 22 日再受付)