

共鳴式の無線電力伝送システムにおけるばく露評価

朴 庠昱 和氣 加奈子 渡辺 総一

(独) 情報通信研究機構 電磁波計測研究所 電磁環境研究室
〒184-8795 東京都小金井市貫井北町4-2-1
E-mail: {swpark, kana, wata}@nict.go.jp

あらまし 本報告では共鳴式の無線電力伝送システム近傍の電磁界に人体が曝された場合を想定し、数値人体モデル頭部に誘導される電流密度、電界強度、局所比吸収率などの解析を行った。また、ICNIRP ガイドラインとの比較を実施した。想定したシステムの共振周波数は 10MHz であり、散乱界 FDTD 法とインピーダンス法の計算結果を比較した。

キーワード 無線電力伝送, ばく露評価, インピーダンス法, FDTD

Dosimetry of Wireless Power Transmission Using Resonance Phenomenon

SangWook PARK Kanako WAKE and Soichi WATANABE

National Institute of Information and Communications Technology

Research Department 3, Applied Electromagnetic Research Institute

Electromagnetic Compatibility Laboratory

Nukuikitamachi 4-2-1, Koganei, Tokyo 184-8795, Japan

E-mail: {swpark, kana, wata}@nict.go.jp

Abstract In this paper, we have conducted the dosimetry for wireless power transmission using resonance phenomenon. Induced current density, induced electric field, and SAR (specific absorption rate) within the head of numerical human model (Taro) have been calculated by scattered field FDTD (finite difference time domain) method and impedance method at 10MHz frequency. The results of FDTD are compared with those of impedance method. Finally, the results of dosimetry are discussed with ICNIRP guideline.

Keyword Wireless power transmission, Dosimetry, Impedance method, FDTD

1. 研究背景

近年、無線電力伝送システムが注目を集めている[1]。このような状況の中で電波を安全に使う観点から、無線電力伝送システムにおけるばく露評価を行う必要がある。本報告では 10MHz で共振する無線電力伝送システムを想定し、このシステムから発生する電磁界に人体が曝された場合のばく露評価を行った。数値人体モデルには日本人成人男性モデル TARO[2]の頭部を用いた。電気定数は、Gabriel らのパラメトリックモデルから 10MHz における各組織の導電率と誘電率を使用した[3]。

解析では、無線電力伝送システムの近傍電磁界をモーメント法(moment of method)で計算し、算出された電磁界を入射界として体内の誘導量を求めた。体内

の誘導量解析には、インピーダンス法[4]と散乱界 FDTD 法(scattered field FDTD formulation) [5]を用いた。以降では、散乱界 FDTD 法を FDTD 法に呼ぶこととする。ただし、インピーダンス法の場合は磁界のみを考慮している。

FDTD 法は高周波領域で良く用いられる手法であり、Maxwell の方程式を差分法で直接解く方法である。それに対してインピーダンス法は、準静的な近似を適用する。生体分野では低周波領域で下の項目を仮定して近似を行っている。

- 人体の寸法に対して波長が十分長い。
- 変位電流と比べて導電電流が支配的である。
- 表皮の深さ(skin depth)が十分深い。
- 誘導電流が発生源となる二次磁界が無視できる。

- 電界が無視できる。

過去の研究からこのような近似が使える周波数帯は 1MHz まで程度といわれている[8]。本報告書で想定している共鳴式の無線電力伝送システムの周波数 10MHz では準静近似によるが生じる可能性がある。

そこで本報告では、散乱界 FDTD 法とインピーダンス法で計算した結果を比較するとともに、システムの周辺でのばく露量評価結果を ICNIRP(国際非電離放射防護委員会)ガイドライン[6][7]と比較した。

2. FDTD 法とインピーダンス法による計算比較

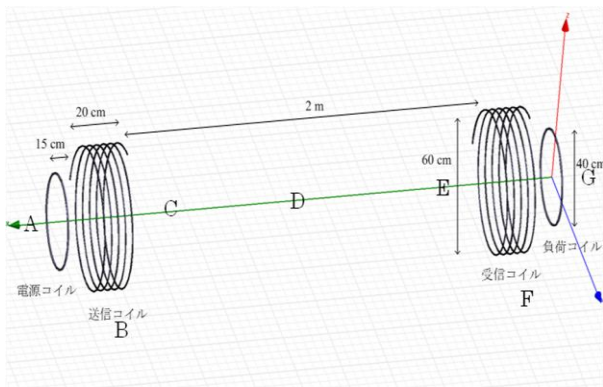


図 1. 磁気共鳴式の無線電力伝送システム

図 1 に文献[1]を参考に設計したシステムを示す。すべてのワイヤの直径は 6mm である。設計したシステムは送信系と受信系は対称であり、電源と負荷コイルの直径は 40cm、送信と受信コイルの直径は 60cm、電源コイルと送信コイル、負荷コイルと受信コイルの間の距離は 15cm、送信コイルと受信コイルの間の距離は 2m である。送信コイルと受信コイルの巻き数は 5.25 である。この場合、共振周波数は 10.53MHz で電源コイルから負荷コイルへの伝送効率は約 32%が得られた。

点 D は両共振コイルの中心点であり、点 A, B, C, E, F, G はそれぞれ共振コイルから 31cm 離れている。点 C に頭部の中心点が位置する場合を想定した FDTD 法による解析結果を図 2 と図 4 に、インピーダンス法による解析結果を図 3 と図 5 に示す。

図 2～図 5 を比較すると、おおむね分布は良く似ているが、全体的にインピーダンス法の計算結果より FDTD 法の計算結果のほうが強いことが分かる。例えば、耳近傍の誘導電界は磁界と電界の両方を考慮している FDTD 法の計算結果の方が磁界のみを考慮しているインピーダンス法の結果に比べて大きくなっている。また、FDTD 法の結果では外側や骨髄に電界がある程度強く分布しているが、インピーダンス法の結果では見られないことが分かる。これらの違いは準静的

な近似による誤差による考えられる。

ICNIRP は、2010 年に低周波数帯の電磁界に関するガイドラインを改訂した[6]。このガイドラインは 1998 年版ガイドライン[7]の低周波部分に置き換わるものであり、1Hz から 100kHz までの範囲を目的としているが、指針の一部は 10MHz まで範囲を広げ、この周波数領域での神経系への影響をカバーしている。100 kHz から 10 MHz の周波数帯では、1998 年版ガイドラインで示される熱作用を考慮したガイドライン値と神経系のガイドライン値の両方を満たす必要がある。表 1 に FDTD 法とインピーダンス法で計算した誘導電流・電界・SAR の評価結果およびその偏差率をまとめる。評価項目は下記に示す。

- ✓ $J_{1\text{cm}^2}[\text{A}/\text{m}^2]$: 電流方向に対して垂直な 1cm^2 面積の平均値。
- ✓ $E_{99\text{th}}[\text{V}/\text{m}]$: ある特定の身体組織での電界の 99 パーセンタイル値。
- ✓ $E_{99\text{th}_{\text{CNS}}}[\text{V}/\text{m}]$: 中枢神経系 (CNS) のみを計算した $E_{99\text{th}}$ の値。
- ✓ $\text{SAR}_{10\text{g}}[\text{W}/\text{kg}]$: 10g 平均の局所 SAR。
- ✓ $\text{SAR}_{\text{head}}[\text{W}/\text{kg}]$: 頭部全体の平均値。

ここで $J_{1\text{cm}^2}$ は 1998 年版 ICNIRP ガイドラインの評価方法、 $E_{99\text{th}}$ と $E_{99\text{th}_{\text{CNS}}}$ は 2010 年版 ICNIRP ガイドラインの評価方法である。偏差率を比較すると、 $J_{1\text{cm}^2}$ が 21%、 $E_{99\text{th}}$ が 16% で 1998 年版ガイドラインの評価方法より 2010 年版ガイドラインの評価方法のほうが小さいことが分かる。 $E_{99\text{th}}$ と $E_{99\text{th}_{\text{CNS}}}$ の偏差率が 16~17% であるのに対し、 $\text{SAR}_{10\text{g}}$ の場合は 6% で偏差率が小さいことが分かる。ただし SAR の頭部平均値である SAR_{head} は電界を考慮した FDTD 法と考慮していないインピーダンス法の偏差率が 38% と比較的大きくなった。このように評価量によっては、電界を考慮することで結果が異なる可能性があること示した。

表 1. 磁界共鳴型近傍の電磁界による FDTD 法とインピーダンス法で計算した誘導量と偏差率。

	FDTD 法	インピーダンス法	偏差 (%)
$J_{1\text{cm}^2}$	7.96(脳脊髄液)	6.27(脳脊髄液)	21.13
$E_{99\text{th}}$	17.55(脂肪)	14.75(脂肪)	15.94
$E_{99\text{th}_{\text{CNS}}}$	7.86(白質)	6.53(白質)	16.87
$\text{SAR}_{10\text{g}}$	2.58e-2(皮膚)	2.73e-2(皮膚)	5.96
SAR_{head}	4.35e-3	2.62e-3	37.81

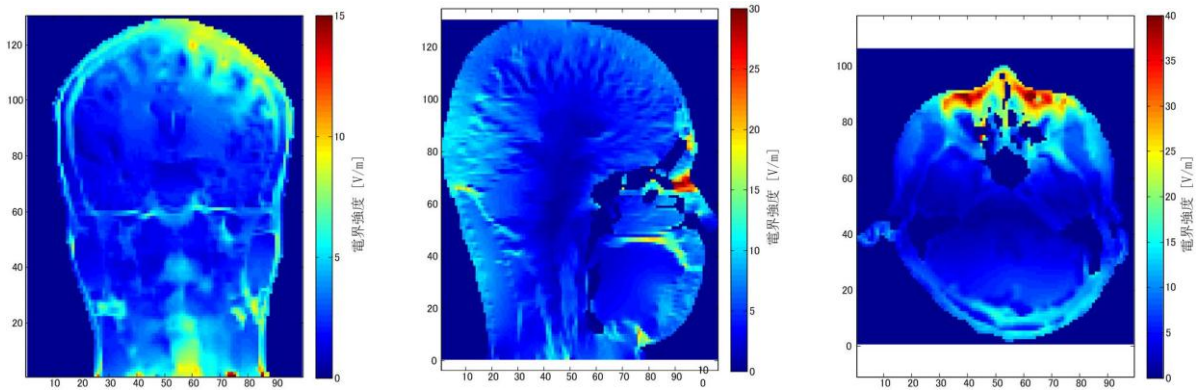


図 2. FDTD 法で計算した誘導電界分布

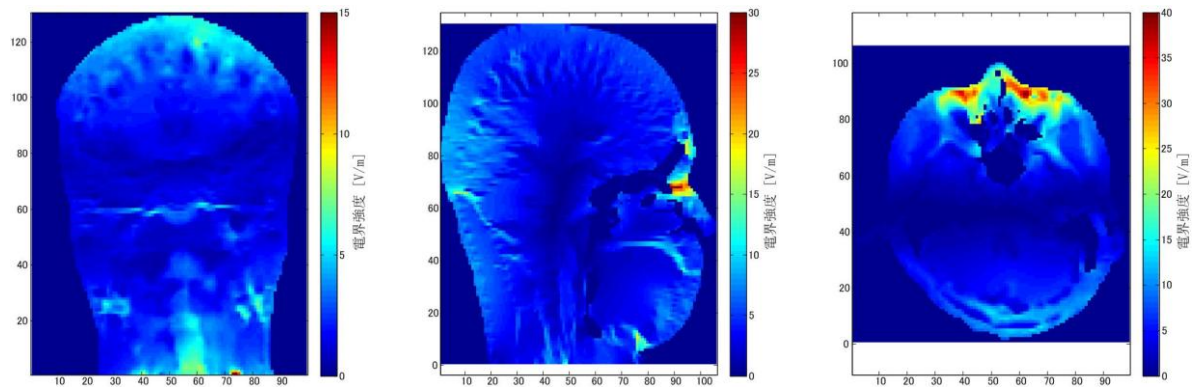


図 3. インピーダンス法で計算した誘導電界分布

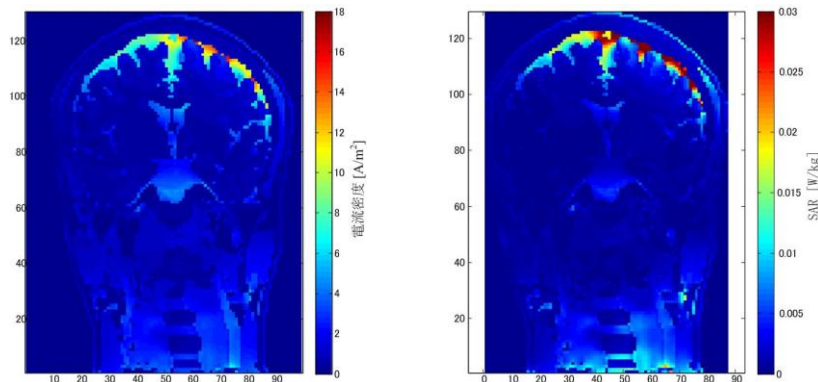


図 4. FDTD 法で計算した誘導電流分布(左)と SAR 分布(右)

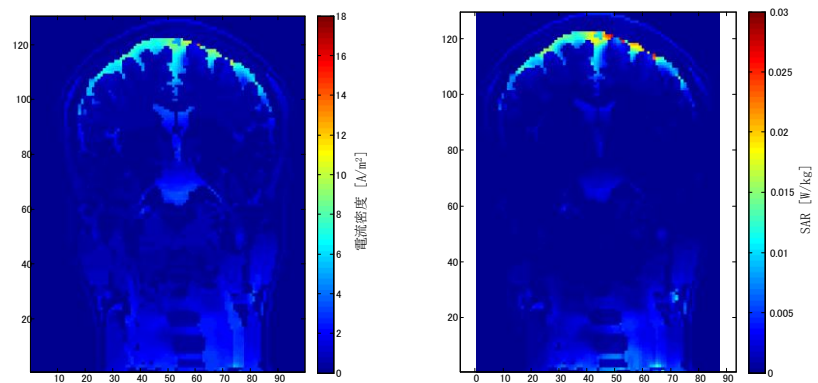


図 5. インピーダンス法で計算した誘導電流密度分布(左)と SAR 分布(右)

3. 磁気共鳴式の無線電力伝送システムの周辺のばく露評価

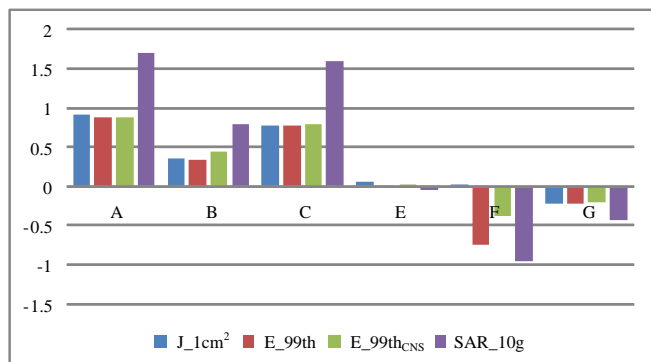


図6. 各点での誘導量. 点Dの値で規格化し, logスケールである.

磁界共鳴式の無線電力伝送システムの場合図1で示しているように各点でのばく露評価をFDTD法で行った. この例の場合は点Aで誘導量が一番大きいことが分かる. 特に局所SARの場合はその偏差が大きいことが分かる. ここでは, ばく露量が一番大きい点Aでのばく露量の結果を, ICNIRPガイドラインと比較した(表2).

表2. 点Aでの誘導量と制限値.

		制限値
J_1cm²	11.02(脳脊髄液)	20
E_99th	21.64(脂肪)	1350
E_99thCNS	9.61(灰白質)	1350
SAR_10g	0.0329(皮膚)	2
SAR_head	6.495e-03	0.08

表2は入力電力が1Wの場合であり, ICNIRPガイドラインの基本制限を満たしている. ただし, 頭部のSAR平均値(SAR_head)については, 全身平均SARの制限値0.08W/kgと比較した. J_1cm², E_99th, E_99thCNS, SAR_10g, SAR_headはそれぞれ1.81倍, 62.41倍, 40.43倍, 60.76倍, 12.32倍をするとガイドラインの制限値になる. 各誘導量の式から考えると, 入力電力にn倍するとSARはn倍になるが, 誘導電流・電界は \sqrt{n} になることが分かっている. 従って制限値になるための入力電力はそれぞれJ_1cm²が1.35W, E_99thが7.9W, E_99thCNSが11.85W, SAR_10gが60.76W, SAR_headが12.32Wである. この結果を図7に示す. 本報告では10MHzで計算してあり, この周波数は刺激作用と熱作用, 両方を考えなければならないため, この例の場合では熱作用を考慮したSARより神経系への影響を考慮した誘導電界の制限値が支配的と

いう結果となった.

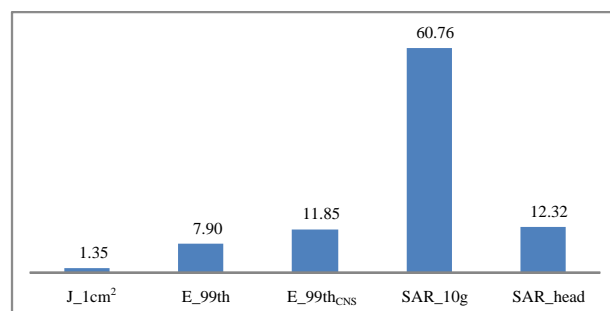


図7. 各誘導量が制限値になるまでの入力電力.

4. まとめ

本報告では, 共鳴式の無線電力伝送システムにおけるばく露評価を行った. 解析では, モーメント法によりシステム近傍の電磁界を求め, その電磁界を入射界として人体頭部モデル内の誘導量を散乱界FDTD法とインピーダンス法で計算し, その結果を比較した. 想定したシステムの共振周波数は10MHzであり, この周波数帯でのFDTD法とインピーダンス法で計算した結果には評価指標によっては15%

を超える偏差があることを示した. 磁界共鳴式の無線電力伝送システムの周辺でのばく露評価を行った結果, 電磁界が強く分布している共振コイルの電源コイル側の辺でばく露量が一番強いことがわかった. 本報告で計算を行った例の場合ではICNIRPガイドラインの制限値と比べた結果, SARだけではなく誘導電界も十分に考慮しなければならないことがわかった.

今後の課題としては全身モデルの計算と人体とシステム間の相互作用を考慮した解析が挙げられる.

文 献

- [1] A. Kurs et al., "Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances", Science, Vol.317, No.5834, pp.84-86, 6 July, 2007.
- [2] 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", Physics in Medicine and Biology, vol 49:1-15, 2004.
- [3] <http://www.fcc.gov/oet/rfsafety/dielectric.html>
- [4] J. DeFord, O. P. Gandhi, "An impedance method to calculate currents induced in biological bodies exposed to quasi-static electromagnetic fields", IEEE trans. Electromagn. Compat., vol EMC-27(no 3):168-173, Aug. 1985.
- [5] 宇野, FDTD法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 1998
- [6] ICNIRP: "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz)", Health Physics, Vol. 99, pp.818-836, 2010.

- [7] ICNIRP: “Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300GHz)”, Health Physics, Vol. 74, pp. 494-522, 1998.
- [8] 太良尾・森・伊坂 他, “電磁調理器からの磁界による人体内誘導電流の解析”, 電気学会電磁環境研究会, Vol. EMC-04-40, pp.47-51, 2004.