

TSUBAME 共同利用 平成 26 年度 学術利用 成果報告書

GPU クラスタを利用した詳細人体モデルの大規模電磁界計算
Large-scale electromagnetic simulation of detailed realistic human model using GPU clusterチャカロタイ ジェドヴィスノブ[†]、和氣加奈子[†]、渡辺聡一[†]、鈴木敬久^{††}
Jerdvisanop Chakarothai[†], Kanako Wake[†], Soichi Watanabe[†], Yukihiisa Suzuki^{††}[†] 国立研究開発法人 情報通信研究機構[†] National Institute of Information and Communications TechnologyURL: <http://www.nict.go.jp>^{††} 首都大学東京 理工学研究科^{††} Tokyo Metropolitan University, Graduate School of Science and Engineering

近年では、中間周波数帯(10kHz~10MHz)を利用した電子機器が増加しつつある。その電子機器の近傍にいる人体に対する電波の安全性を考えると、それらの電子機器から発する電波に対して、人体のどこにどれだけの電波エネルギーが吸収されているかを定量的に調べる必要がある。そこで本研究では、詳細な人体モデルを用いて、高速に吸収電力や人体内部誘導電界を求めるために、GPU クラスタを用いた時間領域有限差分法(FDTD 法)による大規模電磁界解析を行う。本研究では、まず 2mm の解像度を持つ詳細人体モデルを用いて、無線電力伝送システム近傍に生じている電磁界にさらされたときの吸収エネルギー分布を計算できるシミュレーションを実施した。

Recently, usages of electronic devices operating in a mid-frequency range (10 kHz to 10 MHz) have been continuously increasing. Considering electromagnetic (EM) hazard due to strong EM fields radiated from those electronic devices when a human body is approaching, it is necessary to quantify how much EM energy was absorbed into the human body, and which part will be most affected by the exposure. In this study, we used detailed realistic human model with a 2mm resolution and applied the finite-difference time-domain (FDTD) method accelerated with the GPU cluster of Tsubame in order to find distribution of EM absorption due to the exposure from a wireless power transfer system operating in MHz band frequencies.

Keywords: 時間領域有限差分法, FDTD 法, 無線電力伝送システム, ばく露評価

背景と目的

近年では、中間周波数帯(10kHz~10MHz)を利用した技術が増加しつつある。特に近年様々な産業界から注目を浴びたのが無線電力伝送(Wireless Power Transfer, WPT)技術である。WPT 技術は無線によって離れた装置に電力を送ることを可能にする技術であり、その利便性の良さから家電製品や電気自動車等の充電装置に適用されつつある[1]。しかしながら、大きな電力を無線で送るため、その充電装置の周辺に強い電磁界が発生する。よって、その無線充電装置を備えた電子機器や家電製品の近傍にいる人体に対する電波の安全性を考えると、それらの機器から発する電波に対して、人体のどこにどれだけの電波エネルギーが吸収されているかを定量的に調べる必要がある。

電磁界が人体に与える健康影響には、主に低周波領域において支配的な刺激作用及び高周波領域にお

いて支配的な熱作用がある。これらの健康影響に対するガイドラインとして、国際非電離放射線防護委員会(International Committee of Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP)によって規定されたガイドラインがある[2],[3]。ICNIRP ガイドラインには、刺激作用の防止を目的とした人体内部に誘導される電界強度、熱作用の防止を目的とした比吸収率(Specific absorption rate, SAR)などで表示される基本制限がある。また、基本制限に対応した外部電磁界強度などで表される参考レベルも示されている。ICNIRP ガイドラインでは、周波数によって評価対象となる物理量や値が異なる。特に WPT 技術に利用される 100 kHz から 10 MHz までの周波数帯では、刺激作用及び熱作用の両方を考慮する必要がある。

これまで様々な数値解析手法を用いた WPT システム近傍の人体に対するばく露評価が行われている

[4]-[6]。例えば, Laakso ら[4]は 10MHz 帯の WPT システム近傍に置かれた人体モデルの解析に対して準静近似を適用した SPFD 法 (Scalar Potential Finite Difference Method)を用いた。Park ら[6]は FDTD 法 (Finite-Difference Time-Domain Method)を用いて, 人体に吸収される電力量を解析した。いずれの場合において, 人体モデルは成人男性モデルのみに対して解析を行った。

本研究では, 成人男性モデル及び子供モデルの詳細な人体モデルを用いて, 高速に吸収電力や人体内部誘導電界を求めるために, GPU クラスタを用いた時間領域有限差分法(FDTD 法)による大規模電磁界解析を行う。本研究では, まず 2mm の解像度を持つ詳細人体モデルを用いて, 無線電力伝送システム近傍に生じている電磁界にさらされたときの吸収エネルギー分布を計算できるシミュレーションを実施したので, その報告を行う。

無線電力伝送システム

図 1 は本研究で解析に用いた 7MHz 帯無線電力伝送システムの概要図を示す。WPT システムには送電及び受電のための 2 つの正方形ループから構成されている。送電及び受電ループの一片の長さがそれぞれ 50 cm 及び 20 cm である。給電点において, 4Ω の内部抵抗及び 220 nF のキャパシタが装荷されており, 受電側には 4Ω の負荷及び 586 nF のキャパシタが装荷されている。WPT システムの解析はモーメント法に基づく商用ソフトウェア FEKO を用いた。解析の結果, 送受電コイル間の距離が 5 cm のとき, 共振周波数 6.78MHz において, 電力伝送効率率は約 59%であった。また送受電コイル内に流れる電流は入力電力が 1W のとき, それぞれ 0.76A 及び 0.42A であった。

解析手法及び解析モデル

本研究では, WPT システム近傍に置かれた人体内部の誘導量を求めるために, モーメント法及び FDTD 法を組み合わせた 2 ステップ法を用いた。2 ステップ法は人体と WPT システムとの間の電磁的カップリングが小さい場合に適用できる。まず WPT システムの送受電コイル内での電流及び, WPT システム周辺の入射電

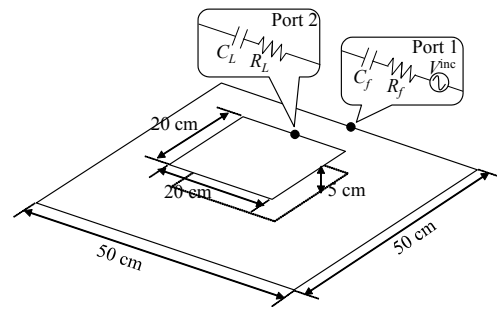


図 1 解析に用いる 7MHz 帯無線電力伝送システム



図 2 解析に用いる成人男性モデル及び 3 歳児の子供モデル

磁界分布をモーメント法によって求めた。次に求めた電磁界分布を FDTD 法による人体モデルの内部誘導量解析に用いた。本研究では, FDTD 法における階段近似によるモデル化の誤差を小さくするために, 文献[7]に示す「平滑化アルゴリズム」を適用した。

一方, 本研究で用いた人体モデルは図 2 に示すような詳細成人日本人男性モデル[8]及び子供モデル[9]を用いた。男性モデルの体重及び身長はそれぞれ 64 kg と 173 cm で, 子供モデルの体重及び身長はそれぞれ 14 kg と 94 cm であった。両モデルの解像度は 2 mm であり, 電気定数は Gabriel の文献[10]から抽出された。

本研究で想定されているばく露状況は以下に記す。

- A) 人体モデルの胴体の軸が WPT システムの中心軸と並行である場合
- B) 人体モデルの胴体に対して WPT システムの送電側のコイルが向いている場合

両ばく露条件において WPT システムから人体モデルまでの最も近い距離はいずれも 2 mm である。

解析結果

FDTD 法によって求めた成人モデル及び子供モデル

表 1 成人男性モデル及び子供モデル内に誘導される SAR

	Local 10g SAR (mW/kg)	Whole-body SAR (mW/kg)
Child A	8.71	0.14
Child B	31.8	0.87
Adult A	6.20	0.24
Adult B	46.7	1.51

内の任意組織の 10g 平均及び全身平均の比吸収率 (SAR)を表 1 に示す。表から分かるように人体の胴体に対して WPT システムの送電コイルが向いている場合 (ケース B), 人体内部に生じる比吸収率はケース A よりも高くなっている。これは主のばく露要因である磁界強度はケース A の方が強いためである。また子供よりも成人モデル内の全身平均 SAR の方が大きいことがわかる。これは成人男性モデルに対して磁界が貫く面積が大きいためであると考えられる。また成人男性モデルの体重は子供モデルのよりも約 4.5 倍重いが、全身平均は両者の比が約 1.7 倍であった。これはばく露が局所的であることを示す。しかしながら、局所 10g 平均 SAR で比較すると、子供モデルの場合の方が大きい。10g 平均 SAR はモデルの大きさ、表面の滑らかさ、そしてばく露された人体の部位などの様々な要因に依存する。

図 3 には WPT システム近傍でばく露された人体内部の SAR 分布を示す。図 3 に示されるように、システム近傍の部位で SAR が高くなっていることが明らかである。またケース B における SAR 分布はケース A よりも範囲が広いことがわかる。

以上の結果から、それぞれのばく露状況における SAR を ICNIRP ガイドライン内に規定されている基本制限と比較して最大許容入力電力(Maximum allowable input power)求めた。ケース A における成人モデル及び子供モデルに対する MAIP はそれぞれ 230 W 及び 323 W であった。一方、ケース B においてはそれぞれ 63 W 及び 43 W であった。いずれのケースにおいて、局所 10g 平均 SAR による MAIP がより厳しかったため、局所 10g 平均 SAR で MAIP を算出した。これより一番厳しいばく露条件は子供のケース B で、入力電力はたった 43 W で制限値に達してしまうことが分かった。しかし、

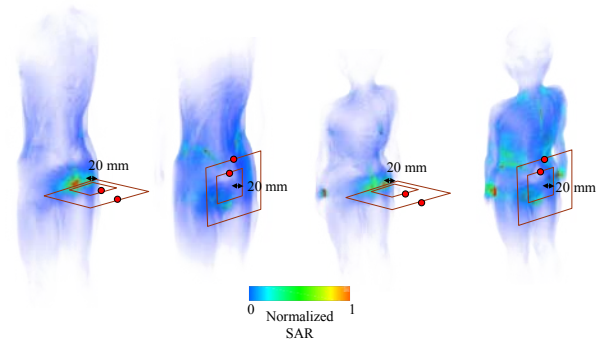


図 3 成人男性モデル及び子供モデルにおける規格化された SAR 分布(左図より成人ケース A, 成人ケース B, 子供ケース A, 子供ケース B)

もしばく露状況をケース A のように制限することができるなら、入力電力を 3.6-7.5 倍に上げることができることも結果から示されている。

最後にすべての FDTD 解析は東京工業大学の TSUBAME の GPU クラスタを用いて行った。これまでワークステーション上で行った計算時間が一つの解析モデルに対して約 8 時間であったが、4 つの GPU を持つ TSUBAME のシステム上で行うことで、計算時間が約 2 時間 17 分に短縮された。約 3.5 倍の高速化率が得られた。本研究の開始時期が年度の終わりごろであることもあって、先に TSUBAME の運用方法(ログイン方法、ジョブの投入方法、計算条件の設定)等について学ぶ必要があるため、GPU クラスタ全体を用いて解析の高速化を行うことまでには至らなかったが、一つのノードだけでも上記で記したように約 3.5 倍高速化することができた。今後はさらなる大規模な解析モデル及び並列化を行うことによって、計算の高速化を図る予定である。

まとめ

本研究では、無線電力伝送システム近傍に置かれた詳細な成人男性モデル及び 3 歳児子供モデル内部に誘導された比吸収率を FDTD 法により求めた。すべての解析は GPU クラスタ上で行われ、その結果計算速度が通常の PC よりも数倍速くなった。また本研究で解析した結果、無線電力伝送システム近傍におかれた人体のばく露特性を明らかにした。

今後は人体の中樞神経系内に生じる誘導電界強度を調べるために、0.5mm の解像度を持つ詳細人体モデ

ルを用いて解析を行う予定である。また GPU クラスタ全体を活用してさらに計算の高速化を図る予定である。

AL/OE-TR-1996-0037, 1996

参考文献

- [1] 三澤崇弘, 田倉哲也, 佐藤文博, 佐藤忠邦, 松木英敏, “EV 用走行中非接触給電における送電コイルサイズと給電効率に関する検討,” 信学技法, WPT2012-33, 13-18, 2012-12.
- [2] ICNIRP, Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz), *Health Phys.*, vol. 74, pp. 494-522, 1998.
- [3] ICNIRP, Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (1 Hz to 300 GHz), *Health Phys.*, vol. 99, pp. 818-836, 2010.
- [4] I. Laakso, et al., “Evaluation of SAR in a human body model due to wireless power transmission in the 10 MHz band,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, pp. 4991-5002, 2011.
- [5] A. Christ, et al., “Evaluation of wireless power transfer system with human electromagnetic exposure limits,” *IEEE Trans. EMC*, vol. 55, no. 2, pp. 265-274, 2013.
- [6] S. W. Park, et al., “Incident electric field effect and numerical dosimetry for a wireless power transfer system using magnetically coupled resonances,” *IEEE Trans. Microw. Tech.*, vol. 61, no. 9, 2013.
- [7] I. Laakso, et al., “Reducing the staircasing error in computational dosimetry of low-frequency electromagnetic fields,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, N25, 2012.
- [8] T. Nagaoka, et al., “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.
- [9] T. Nagaoka, et al., “Proportion-corrected scaled voxel models for Japanese children and their application to the numerical dosimetry of specific absorption rate for frequencies from 30 MHz to 3 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, pp. 6695-6711, 2008.
- [10] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies,” *Brooks AFB, San Antonio, TX, Brooks Air Force Tech. Rep.*,