

## [共同研究成果]

**環境因子を考慮したミリ波ばく露における安全性評価に向けて**

小寺 紗千子：名古屋工業大学大学院 電気・機械工学専攻

平田 晃正：名古屋工業大学大学院 電気・機械工学専攻

今後利用が拡大するミリ波帯電波に対する人体安全性について関心が高まっている。電波の人体に与える影響は、100kHz 以下では刺激作用、100kHz 以上では熱作用が支配的となることから、国際ガイドラインでは、全身ばく露に対する安全性の指標として、深部体温上昇と相関のよい全身平均 SAR (Specific Absorption Rate [W/kg]) が用いられている。近年改訂された国際ガイドラインでは、全身平均 SAR の適用上限周波数が 10 GHz から 300 GHz に拡大された。しかしながら、6 GHz 以上における科学的根拠の不足から、安全側のアプローチがとられている。6GHz 以上の全身ばく露評価は、大規模解析が必須となるため、電磁界ばく露ドシメトリ評価のみでもほとんど報告がなされておらず、その直接的な生体応答である深部体温上昇までを評価した例はない。本研究では、6GHz 超全身ばく露に対して、大規模解析により様々な体型・年齢・外気温などの因子を包括的に考慮した体温上昇評価を目的としている。本稿では、2023 年度に実施した共同研究内容を中心に報告する。

**1. はじめに**

現在、一部運用が開始された第 5 世代移動通信システム(5G)の利用周波数帯は、従来の無線周波数帯と同程度の 4GHz からミリ波帯(特に 28~80GHz)までと多岐にわたり、特に、今後利用が拡大するミリ波帯電波に対する人体安全性について関心が高まっている。

電波の人体に与える影響は、100kHz 以下では刺激作用、100kHz 以上では熱作用が支配的となる。世界保健機関 (WHO) が認める電波防護に関する国際ガイドラインとして、ICNIRP ガイドライン[1]、IEEE 規格[2]が挙げられる。これらガイドラインでは、特に熱作用が支配的となる周波数帯では、全身ばく露と局所ばく露に対して、それぞれに対応する指標が定められている。具体的には、全身ばく露では、過度な深部温度上昇からの防護を目的とし、深部温度上昇と相関が良い全身平均 SAR (Specific absorption rate [W/kg])が、局所ばく露では、局所的な温度上昇と相関が良いという理由で、6 GHz 以下では局所 10g 平均 SAR、6 GHz 以上では、吸収電力密度(APD : Absorbed power density [W/m<sup>2</sup>])が評価指標として用いられている。両ガイドラインは、2019、2020 年に改定されたが、特に全身ばく露に関しては、未だ 6GHz 超における科学的根拠が不足していることから、安全側の評価指標が定められており、さらなる知見の取得が提言されている。特に、6 GHz から 300 GHz における安全性に関する科学的根拠は不足しており、現在の制限値は、科学的根拠が不足していることから、現在の制限値は、簡易モデルを用いた計算に基づき概算した、安全側の設定となっている。また、個々人や環境因子によるばらつきは明らかになっていない等の課題が残る。特に、大規模解析が必須となる全身ばく露におけるドシメトリ評価に対しては、6GHz 以上では、電磁界ばく露ドシメトリ評価のみでも、ほとんど報告がなされておらず、その深部体温上昇、また対応する局所ばく露指標や局所温度上昇まで含めた検討は、未だ報告されていない。

本研究グループでは、これまでに電磁界・熱の複合物理と血流増加や発汗といった生体温熱応答を組み合わせた混成解析手法を開発してきた[3]–[5]。この手法を用いた大規模解析により、様々な体型・年齢・外気温など環境因子などを包括的に考慮した、準ミリ波帯・ミリ波帯ばく露による体温上昇評価を行うことを本研究の目的とする。本稿では、2023 年度に実施した共同研究内容を中心に報告する。

## 2 解析手法

図 1(a)に解析モデルを示す。解析モデルは、情報通信研究機構で開発された日本人成人男性モデル(TARO)[6]をベースに、ポリゴンモデルを介することでスムージング、高分解能化したものを用いた[7]。TARO モデルは 51 種類の組織によって構成されており、一辺が 2 mm の立方体でセグメントされたボクセルモデルである。このモデルをベースに、分解能 0.1 mm まで高分解能化を行った。なお、6GHz 以上の周波数帯ドシメトリ評価の問題点のひとつに、人体モデリングの信頼性が挙げられる。電波の浸透深さがミリメートル程度になり、電波はほぼ皮膚組織に吸収されるため、皮膚の厚さのモデル化が重要となる。一方、今回ベースとした人体モデルのように、従来用いられてきた人体ボクセルモデルは、数ミリの解像度で組織のセグメンテーションを行ったものが多い。そのため、皮膚厚みは、その整数倍に依存し、実際の人体における皮膚の厚みとは、かけ離れたものになってしまう[8]–[10]。この問題を解消するため、本研究では、上記のようにポリゴンモデルを介することにより皮膚厚みを調整し、より現実に近い皮膚厚みを再現している[11], [12]。

電磁界解析には、FDTD 法(Finite-Difference Time-Domain method) [13]を用い、解析領域を終端する吸収境界として、CPML(Convolutional Perfectly Matched Layer)[14]を使用した。また、平面波計算には、全電磁界・散乱界領域分割法(Total-Field Scattered-Field Formulation: TF/SF) [15]を用いた。

電磁界解析で得られた電力吸収分布を熱源とし、電波ばく露時の温度変化を求める。温度上昇解析には、式(1)に示す生体熱輸送方程式[16]を用いた。外気と接する組織には、式(2)で表される境界条件を適用した。

$$C(\mathbf{r})\rho(\mathbf{r})\frac{\partial T(\mathbf{r},t)}{\partial t} = \nabla \cdot (K(\mathbf{r})\nabla T(\mathbf{r},t)) + A(\mathbf{r},t) + \rho(\mathbf{r})SAR(\mathbf{r}) - B(\mathbf{r},t)(T(\mathbf{r},t) - T_B(t)), \quad (1)$$

$$-K(\mathbf{r})\frac{\partial T(\mathbf{r},t)}{\partial n} = H(\mathbf{r})(T(\mathbf{r},t) - T_a) - EV(\mathbf{r},t), \quad (2)$$

ここで、 $\mathbf{r}$  は位置ベクトル、 $t$  は時間、 $C$  [J/(kg·°C)]は比熱、 $T$  は温度、 $K$  [W/(m·°C)]は熱伝導率、 $A$  [W/m<sup>3</sup>]は代謝熱、 $B$  [W/(m<sup>3</sup>·°C)]は血流定数、 $T_B$  は血液温度、 $H$  [W/(m<sup>2</sup>·°C)]は熱伝達率、 $T_a$  は外気温 [°C]、 $EV$  [W/m<sup>2</sup>]は蒸発による熱損失、 $n$  は境界面の法線方向の座標である。また、外気温は 30 °C、肺内の温度は外気温と血液温度の平均値で近似した。また、各組織における熱定数は、文献[17], [18]の値を用いた。また、本研究では、深部体温を血液温度と同等であるとみなし、血液温度は、図 1(b)に示した部位分割モデルを用いることにより、各部位での温度の時間変化を考慮した[5]。さらに、温度上昇に伴う温熱調整機能についても考慮した。温熱調整機能とは、生体の温度を一定に保つ作用であり、外部から熱刺激が加わり体温が上昇すると、熱を放出しようと血管の弛緩によって血流を増加させたり、また人体では汗腺の活発化によって発汗を促したりといった生体特有の反応である。温熱調整機能の定式化については、文献[5]と同様とした。

なお、上記の混成解析は、東北大学サイバーサイエンスセンターの利用支援により構築した解析実行環境のもと、解析を行っている。具体的には、2023 年度 8 月より新たに導入されたサブシステム AOBA-S(SX-Aurora TSUBASA)上での実行環境下で、最適化および MPI 並列化、大容量のファイル入出力が行えるよう並列分散 IO を用いた。出力は、各 MPI プロセスが各データのファイル出力を行い、ポスト処理プログラムを用いて最終結果を出力する形に改良した。また、既存のサブシステム AOBA-A に最適化された温熱解析プログラムを、AOBA-S へ移行することで解析環境を構築した。

解析条件として、人体モデルを自由空間に配置し、モデル正面から平面波を照射した際の全身平

均 SAR および温度上昇を計算した。平面波は、入射電力密度  $10 \text{ W/m}^2$  の垂直偏波とし、周波数は  $1 \text{ GHz}$ 、 $3 \text{ GHz}$ 、 $10 \text{ GHz}$ 、 $25 \text{ GHz}$ 、入射電力密度は  $10 \text{ W/m}^2$ 、外気温は温熱中間体である  $28^\circ\text{C}$  とした。

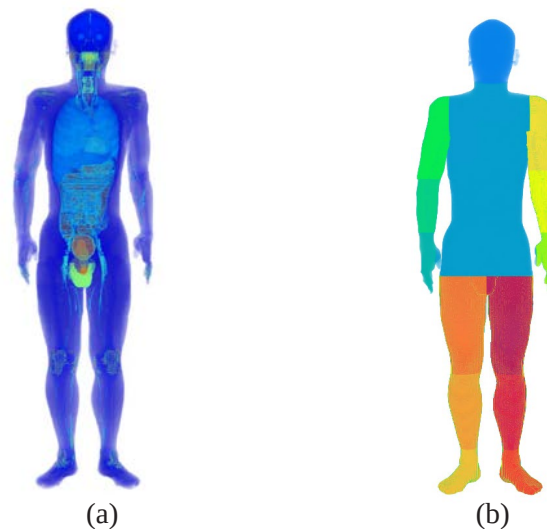


図1 (a)解剖学的人体数値モデル, (b)血液温度部位分割モデル

### 3. 解析結果

以下に、新たに構築した大規模解析環境を用いて得られた解析結果の一例を示す。図2に従来周波数帯から準ミリ波帯全身ばく露における電力吸収分布を、図3に表面温度上昇分布を示す。また、図中の印は、各条件における局所ばく露指針値および局所温度上昇の最大値観測点を示す。図2より、周波数が高くなるにつれて、電波の浸透深さも浅くなり、低い周波数では、電波の集中しやすい四肢に最大値が観測された。一方、 $10 \text{ GHz}$  以上では、電波の浸透は皮膚組織のみに限定され、体表面全体で高くなる傾向が得られた。図3より、体表面温度上昇は、低い周波数では電力吸収の最大点と皮膚最大温度上昇点は一致する傾向となったが、高い周波数帯では、いずれも最大温度上昇は四肢で観測され、電力吸収最大点とは異なる位置で観測された。これは、初期温度上昇分布が四肢において低いこと、血流による温度拡散の影響であると考えられる。

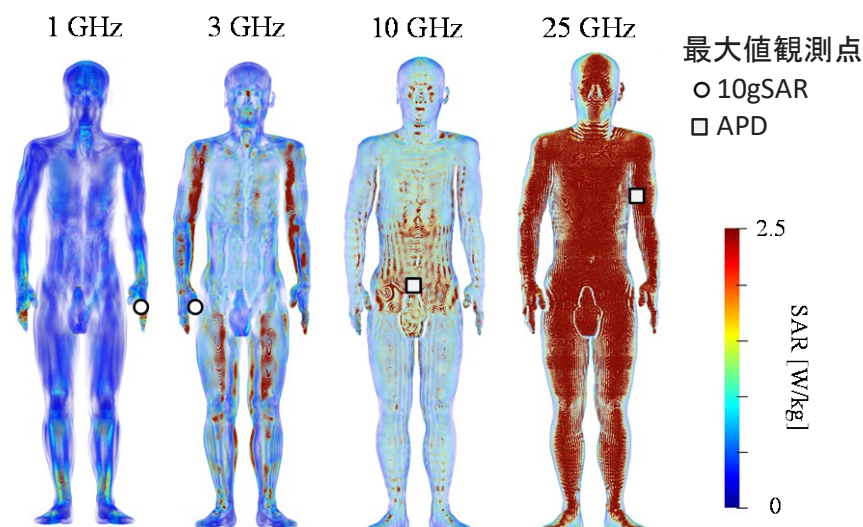


図2 全身ばく露における電力吸収分布 (入射電力密度:  $10 \text{ W/m}^2$ )

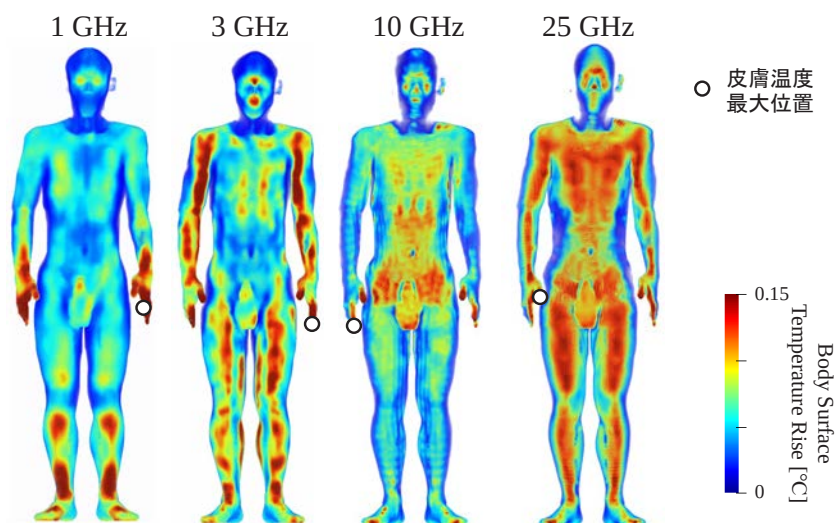


図3 全身ばく露における体表面温度上昇分布 (入射電力密度:  $10 \text{ W/m}^2$ )

#### 4. まとめ

本稿では、6GHz以上の周波数帯における全身平均SAR導入の根拠、また対応する許容電力密度の設定を目的に、数値ドシメトリ評価のための数値人体モデルの改良を行い、従来周波数帯から準ミリ波帯までを対象とした全身ばく露計算を行い、対応する全身平均SAR、局所吸収指針値、および温度上昇分を求めた。結果に基づき、引き続きさらに高い周波数における全身ばく露電磁界解析および温度上昇解析を行い、さらなる知見を蓄積するとともに、外気温を変化させた場合の全身ばく露における深部体温上昇への影響についても検討を進める予定である。

#### 謝辞

本研究は、東北大学サイバーサイエンスセンターのスーパーコンピュータを利用することで実現することができた。また、研究にあたっては同センター関係各位に有益なご指導とご協力をいただいた。

#### 参考文献

- [1] ICNIRP, “Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz),” *Health Phys.*, vol. 118, no. 5, pp. 483–524, May 2020.
- [2] IEEE C95.1, “IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to electric, magnetic and electromagnetic fields, 0 Hz to 300 GHz,” *IEEE Std*, 2019.
- [3] A. Hirata, T. Nomura, and I. Laakso, “Computational estimation of decline in sweating in the elderly from measured body temperatures and sweating for passive heat exposure,” *Physiol. Meas.*, vol. 33, no. 8, 2012.
- [4] K. Kojima, A. Hirata, K. Hasegawa, S. Koderu, I. Laakso, D. Sasaki, T. Yamashita, R. Egawa, Y. Horie, N. Yazaki, S. Kowata, K. Taguchi, and T. Kashiwa, “Risk management of heatstroke based on fast computation of temperature and water loss using weather data for exposure to ambient heat and solar radiation,” *IEEE Access*, vol. 6, pp. 3774–3785, 2018.
- [5] T. Kamiya, S. Koderu, K. Hasegawa, R. Egawa, H. Sasaki, and A. Hirata, “Different thermoregulatory responses of people from tropical and temperate zones: A computational study,” *Build. Environ.*, vol. 159, no. March, p. 106152 (7 pages), 2019.
- [6] 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, no. 1, pp. 1–15, 2004.
- [7] K. Taguchi, T. Kashiwa, and A. Hirata, “Development on high resolution human voxel model for high frequency exposure analysis,” *Prog. Electromagn. Res. Symp. Abstr.*, p. 220, 2018.
- [8] T. Nagaoka and S. Watanabe, “Technique using implicit fairing and specific absorption rates to improve spatial resolution of whole-body human voxel models exposed to plane waves in GHz bands,” *URSI Gen. Assem. Chicago, IL, August 7–16, 2008.*, vol. d, no. Id, pp. 7–10, 2008.
- [9] J. F. Bakker, M. M. Paulides, A. Christ, N. Kuster, and G. C. Van Rhoon, “Assessment of induced SAR in children exposed to electromagnetic plane waves between 10 MHz and 5.6 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 9, pp. 3115–3130, 2010.
- [10] A. Hirata, I. Laakso, T. Oizumi, R. Hanatani, K. H. Chan, and J. Wiart, “The relationship between specific absorption rate and temperature elevation in anatomically based human body models for plane wave exposure from 30 MHz to 6 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 4, pp. 903–921, 2013.
- [11] K. Taguchi, S. Kodera, A. Hirata, and T. Kashiwa, “Computation of absorbed power densities in high-resolution head models by considering skin thickness in quasi-millimeter and millimeter wave bands,” *IEEE J. Electromagn. RF Microwaves Med. Biol.*, vol. 6, no. 4, pp. 516–523, 2022.
- [12] S. Kodera, K. Taguchi, Y. Diao, T. Kashiwa, and A. Hirata, “Computation of whole-body average SAR in realistic human models from 1 to 100 GHz,” *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 72, no. 1, pp. 91–100, 2023.
- [13] A. Taflove and S. C. Hagness, *Computational electrodynamics: the finite-difference time-domain method*, 3rd edn. Norwood, MA: Artech House, 2005.
- [14] J. A. Roden and S. D. Gedney, “Convolution PML (CPML): An efficient FDTD implementation of the CFS-PML for arbitrary media,” *Microw. Opt. Technol. Lett.*, vol. 27, no. 5, pp. 334–339, 2000.
- [15] M. Sato, “Application of the finite-difference time-domain method and total-field/scattered field formulation to scattering phenomena in solids,” *Acoust. Sci. Technol.*, vol. 28, no. 4, pp. 260–270, 2007.
- [16] H. H. Pennes, “Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, no. 2, pp. 93–122, 1948.
- [17] R. L. McIntosh and V. Anderson, “Erratum: a comprehensive tissue properties database provided for the thermal assessment of a human at rest,” *Biophys. Rev. Lett.*, vol. 05, no. 03, pp. 129–151, 2010.
- [18] A. Hirata, M. Fujimoto, T. Asano, J. Wang, O. Fujiwara, and T. Shiozawa, “Correlation between maximum temperature increase and peak SAR with different average schemes and masses,” *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol. 48, no. 3, pp. 569–577, 2006.
- [19] D. Fiala, G. Havenith, P. Bröde, B. Kampmann, and G. Jendritzky, “UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation,” *Int. J. Biometeorol.*, vol. 56, no. 3, pp. 429–441, 2012.