

4-4 携帯無線端末使用時の妊娠女性における電磁波エネルギー吸収量評価

4-4 *Evaluations on Electromagnetic Energy Absorption of Wireless Radio Terminal at a Pregnant Woman*

齊藤 一幸

SAITO Kazuyuki

近年、携帯無線端末の一つであるスマートフォンが世界中に普及している。スマートフォンでは、頭部近傍での“通話”だけでなく、腹部近傍での“データ通信”が多用される。一方、腹部近傍で使用される無線機器としては、業務用無線端末も考慮する必要がある。この端末は、その名の通り業務用であり、一般人の使用は多くない。しかしながら、出力が比較的大きいことから電磁波エネルギー吸収量を把握することは重要である。

上記いずれの機器においても、通常の利用者に対しては大きな問題はないと考えられる。しかしながら、妊娠中の女性が腹部近傍で上記の機器を使用するといった状況では、腹部、特に胎児部分での電磁波エネルギー吸収量を明らかにすることが重要である。そこで筆者らは、数値計算によって、妊娠女性が腹部近傍でスマートフォンや業務用無線端末を使用した際の母体及び胎児における電磁波エネルギー吸収量評価を行った。

In recent years, the smartphones, which is one of the portable radio terminals, are becoming popular among the world. The smartphones are not only used for “telephone call” close to the head but also “data communication” are frequently performed around abdomen of the user. In addition, commercial radio terminals, whose output power is relatively large compare with the cellular phone, are also used around the abdomen and have been employed various situations in the daily life.

In the case of using these devices by ordinary people, there are no serious problems concerning the electromagnetic energy absorption of the users. However, if a pregnant woman uses these devices around abdomen, evaluation of electromagnetic energy absorption at her fetus is important. In this paper, numerical calculations were performed to evaluate the electromagnetic energy absorption when a pregnant woman uses these devices in the vicinity of her abdomen.

1 まえがき

無線通信機器や医療機器、さらには調理器具など、我々の身近なところで電磁波が利用されている。その利用範囲は、近年、ますます拡大しており、利用者である我々が電磁波にさらされる機会が増加し、それに伴って電磁波の生体影響への関心が高まっている。近年急速に普及しており、人体近傍で用いられることが多い携帯電話機を含む携帯無線端末が発する電磁波は、2011年5月にInternational Agency for Research on Cancer (IARC：国際がん研究機関)によって、グループ2B(ヒトに対する発がん性が疑われる)に分類された[1]こともあり、生体影響への関心が高い。また、ここ数年は、従来型の携帯電話機ではなく、より機能が

多いスマートフォンが主流である[2]。従来型では、通話のため側頭部近傍で使用されることが多いことから、頭部での電磁波エネルギー吸収量の評価が重要であり、これに関連した研究が数多くなされてきた。一方、スマートフォンでは、音声通話よりもデータ通信の割合が圧倒的に多いことから、頭部での電磁波エネルギー吸収量評価だけでなく、胴体部分でのエネルギー吸収量評価の重要性が増している。このような使用形態では、通常の利用者に対しては大きな問題は生じないと考えられる。しかしながら、妊娠中の女性が腹部近傍でスマートフォンを使用するといった状況では、腹部、特に胎児部分での電磁波エネルギー吸収量を明らかにすることが重要である。そこで筆者らは、数値計算によって、妊娠女性が腹部近傍でスマートフォンを使用

した際の母体及び胎児における電磁波エネルギー吸収量評価を行った。本稿では、まず、スマートフォンの数値モデル作成に関して概要を述べ、その後そのモデルを高精細数値妊娠女性モデルの腹部近傍に配置し使用状態を模擬することで、電磁波エネルギー吸収量を算出したので紹介する。

ところで、一口に無線通信機器と言ってもその種類は多様であり、携帯電話機(スマートフォンを含む)だけではない。使用者体内での電磁波エネルギー吸収量の観点からは、Very High Frequency (VHF) 帯業務用無線端末を考慮する必要がある。この端末は、数十～数百 MHz 程度の VHF 帯の電磁波により通信を行うため、携帯電話機で使用する数百 MHz～数 GHz の電磁波よりも波長が長い電磁波を放射する。波長が長い電磁波は、より体内深く浸透することがわかっているため注意が必要である。さらに、業務用無線端末の出力は数 W 程度であり、小さく見積もっても携帯電話機の 10 倍程度である。その上、女性の社会進出が進む現代において、妊娠中期以降も仕事を継続する女性も数多い。この時、妊娠女性が業務用無線端末を腰部に装着(この種の端末はこういった使い方が多い)したとすると、胎児への電磁波ばく露も考慮すべきである。そこで筆者らは、業務用無線端末の数値モデルを作成し、これを用いて妊娠女性モデル腹部の電磁波エネルギー吸収量評価を行ったので、併せて紹介する。

過去に行われた数々の研究により、100 kHz 程度以上の周波数帯の電磁波が人体に与える影響は熱作用が支配的であることがわかっている [3]-[5]。本研究の検討対象もこの熱作用の生じる周波数帯域であり、その評価指標として、式 (1) に示す Specific Absorption Rate (SAR) を用いる。

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad [W/kg] \quad (1)$$

ここで、 σ : 生体組織の導電率 [S/m]、 ρ : 生体組織の密度 [kg/m³]、 E : 電界強度 (実効値) [V/m] である。SAR は、単位質量あたりの生体組織が単位時間に吸収する電磁波エネルギー量であり、防護指針が国際的に定められている [6][7]。そこで、本研究では、計算により得られた SAR 値とこの防護指針値を比較し考察する。

2 スマートフォン使用時の SAR 評価

本稿では、まず、妊娠女性がスマートフォンを腹部近傍で使用した際の体内での SAR 評価に関して概説する。

2.1 高精細数値スマートフォンモデルの作成

図 1 に、高精細数値スマートフォンモデルの作成手順を示す。ここでは、この手順に沿って、モデル化の実例を示す。

図 2(a) は、モデル化する端末であり、図 2(b) は、その内部構造を観察するための X 線透視像である。バッテリーや各種の電子部品が実装されていることがわかる。しかしながら、X 線透視像では、写される物体が厚さ方向ですべて重畳されてしまうため、各部品の詳細が把握できない。そこで本研究では、X 線透視像で端末の全体構造を把握した後、端末を分解して構造の詳細を把握した。図 2(c) は、分解した端末の写真である。

図 3 は、上記の情報を基にして作成した計算モデルである。回路基板やそこに実装されている集積回路等は簡易な構造としたものの、電磁波の放射特性に大きな影響を与えるアンテナ部分は、詳細にモデル化した。表 1 は、各部に設定した電気定数をまとめたものである。これらの数値は、各物質の代表的な値を設定した (実測値ではない)。

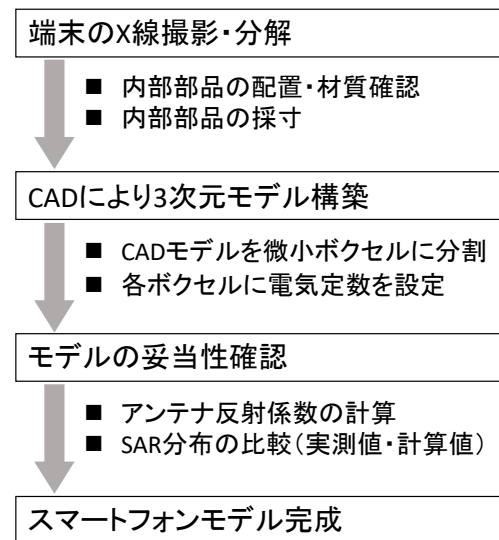


図 1 高精細数値スマートフォンモデルの作成手順

表 1 スマートフォンモデル各部の電気定数

	比誘電率	導電率
回路基板	5.0	0
ディスプレイ	2.0	0
ケース	2.0	0
バッテリー外殻	2.0	0
その他プラスチック部品	1.8 ~ 2.3	0
アンテナ	完全導体	
集積回路		
導体板		
バッテリー内部		



図2 モデル化する端末

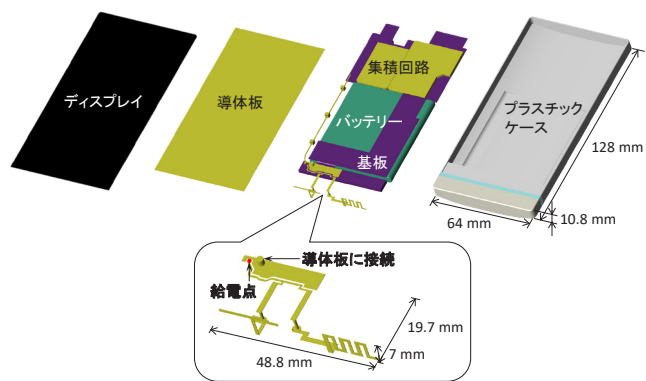


図3 作成した計算モデル

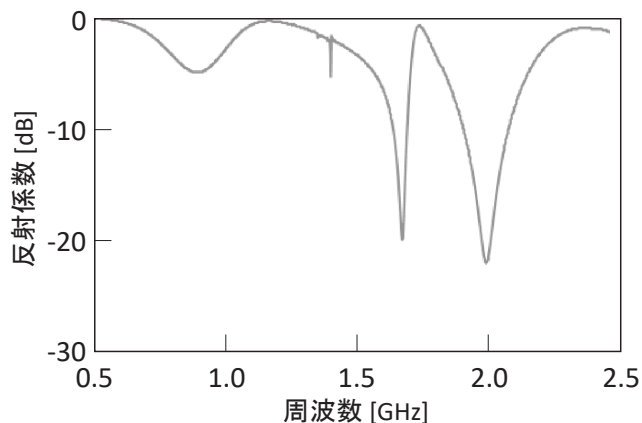


図4 作成した計算モデルのアンテナ給電位置における反射係数

作成したスマートフォンモデルが、電磁波放射源として機能するかどうか、すなわち、アンテナが所望周波数で動作するかどうかを確認するために、Finite Difference Time Domain (FDTD: 有限差分時間領域) 法 [8] により、アンテナ反射係数を計算した。図4にその計算結果を示す。このスマートフォンの動作周波数である 900 MHz と 2 GHz において、アンテナが共振 (反射係数が低下) していることがわかる。

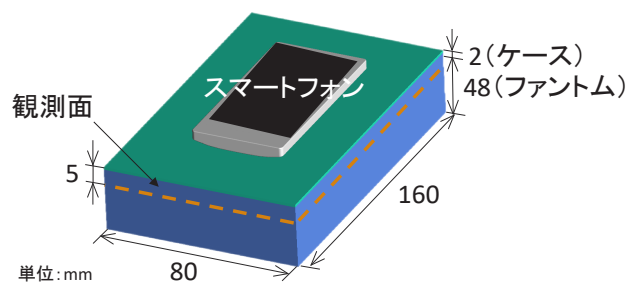
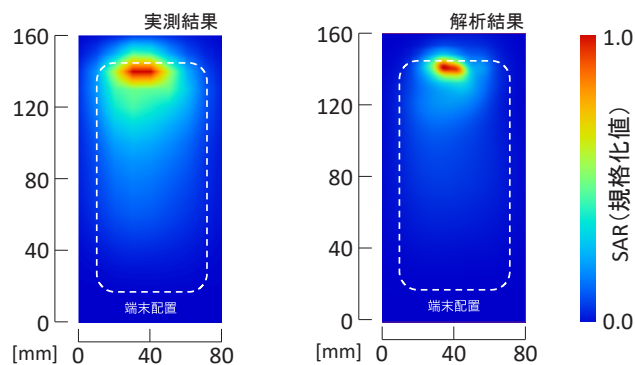
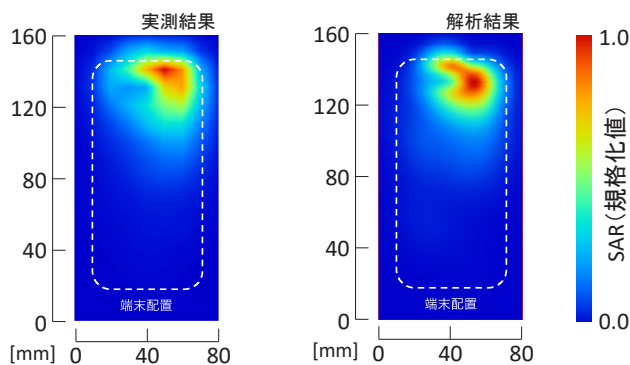


図5 SAR測定系



(a) 900 MHz (スマートフォン背面をファントムに接触させた場合)



(b) 2 GHz (スマートフォン背面をファントムに接触させた場合)

図6 平面ファントム表面での SAR 分布

さらに、図5に示す実験系において、このスマートフォンが生体組織 (図5においてはファントム) 中に発生させる SAR 分布を実測と FDTD 法による数値計算により検証した。SAR の実測は、図5と同一の条件下で無線通信端末の適合性評価を実施するために利用されている SAR 測定システム (SPEAG 社 DASY52) によって行った。また、各種条件 (液体ファントム及びそのケースの電気特性、ケースの厚さなど) を実測と揃えた上で、SAR を算出した。図6は、実測及び数値計算による SAR 分布をまとめたものである。これらの結果より、実測と数値計算の SAR 分布はおおむね類似していると言える。

以上より、本研究で開発したスマートフォンモデル

4 人体に対する電波ばく露評価技術

は、SAR の検証において、実際のスマートフォンの動作を模擬できると考えられる。

2.2 妊娠女性数値人体モデルにおける SAR 評価

前節の手順で作成したスマートフォンモデルを 26 週齢の妊娠女性数値人体モデルの腹部前方に配置した際の母体及び胎児での SAR 評価を行った。この妊娠女性数値人体モデルを用いた SAR 評価用解析モデルを図 7 に示す。スマートフォンは、アンテナが内蔵された“下端”から体表までの最短距離を 10 mm に設定し、放射電力は第 3 世代移動体通信システムの最大出力を考慮して 0.25 W に設定した。なお、妊娠女性数値

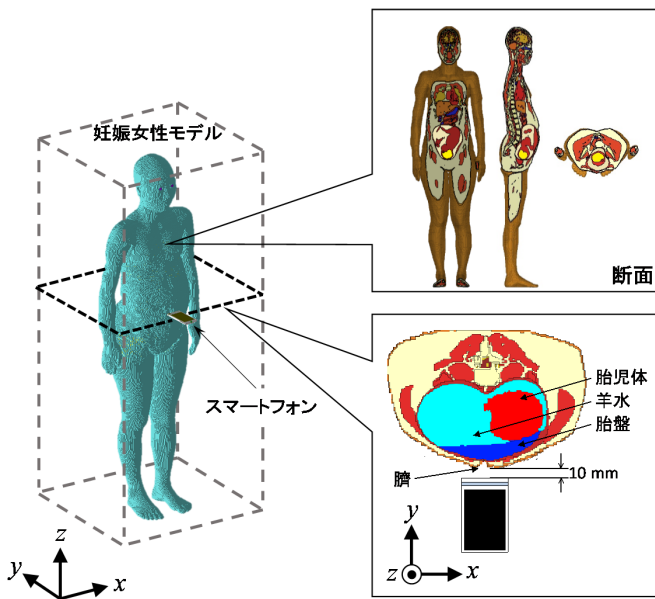


図 7 高精細妊娠女性数値モデルを用いた SAR 評価用モデル

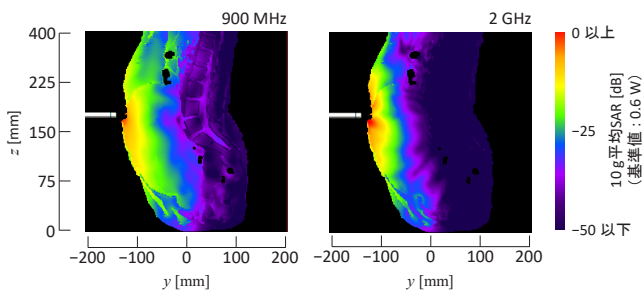


図 8 母体腹部正中矢状面における規格化 SAR 分布

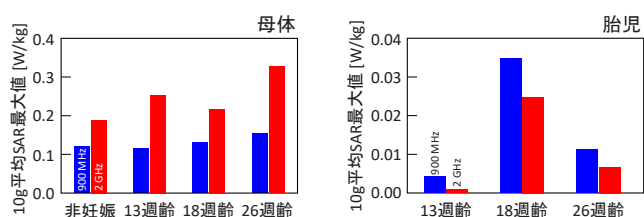


図 9 母体及び胎児での 10 g 平均 SAR 最大値

人体モデルは、情報通信研究機構と千葉大学が共同で開発したもので、詳細は [9] にまとめられている。

図 8 に、26 週齢の母体腹部正中矢状面における規格化 SAR 分布を示す。ここで、座標原点は、母体恥骨結合部に設定した。900 MHz と 2 GHz の結果を比較すると、900 MHz の方が、体内深くまで電磁波エネルギーが到達することがわかる。一方、2 GHz の方が、体表で 0 dB 以上の領域が広いこともわかる。

図 9 は、非妊娠、13、18、26 週齢の妊娠女性における母体及び胎児での 10 g 平均 SAR 最大値をまとめたものである (非妊娠、13、18 週齢モデルの SAR 分布は割愛した)。これより、母体では、いずれの周波数においても妊娠週齢が進むにつれて 10 g 平均 SAR 最大値が上昇することがわかる。一方、胎児での SAR は、母体と異なり週齢の進行による明らかな傾向は見られなかった。しかしながら、母体・胎児ともに一般環境上限値である 2 W/kg を超えることはなかった。

以上のように、本研究では、スマートフォン利用時に母体・胎児ともに基準値を超えるような SAR は観測されなかった。しかしながら、これらは限られたスマートフォンの機種や配置による結果である。したがって、今後もこういった研究を継続していく必要があると考える。

3 業務用無線端末使用時の SAR 評価

次に、妊娠女性が業務用無線端末を腹部近傍で使用した際の体内での SAR 評価に関して述べる。

3.1 業務用無線端末の数値モデル化

業務用無線端末にも様々なタイプが存在するものの、我々が調べたところ図 10 左のようなものが多いようである。この無線機、いわゆるトランシーバは、Very High Frequency (VHF) 帯で動作し、最大出力は 5 W 程度である。アンテナは、ノーマルモードヘリカルアンテナが装備されている。本研究では、図 10 右に示すような金属きょう体上にノーマルモードヘリカルアンテナが装備されている端末として数値モデル化した。

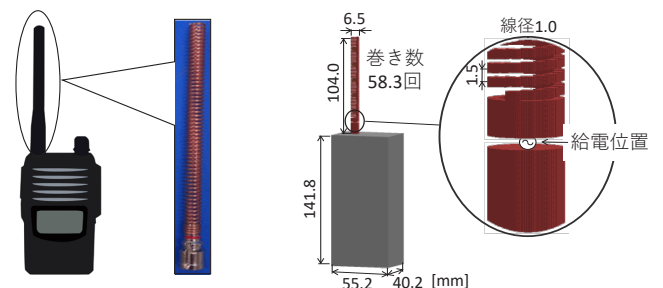


図 10 業務用無線端末とその計算モデル

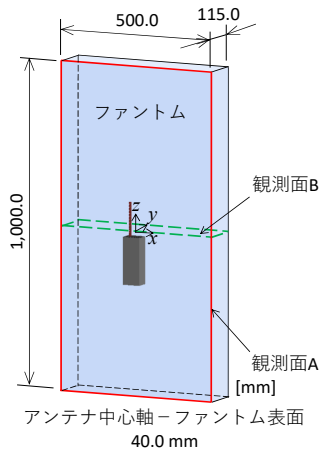


図 11 SAR 評価用モデル

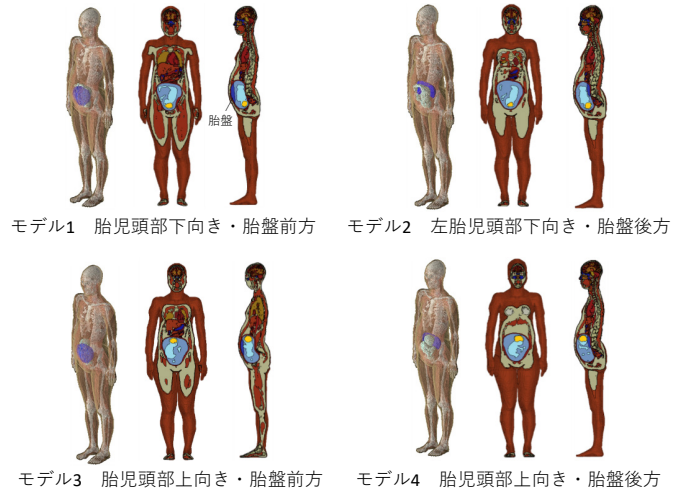


図 13 4 種類の妊娠女性モデル

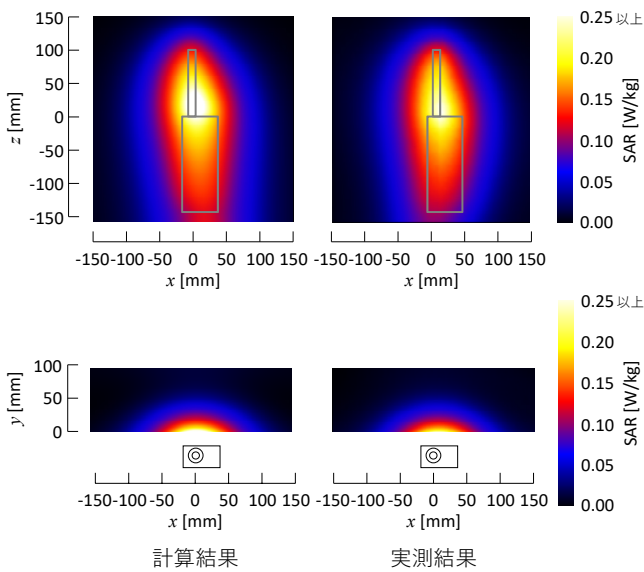


図 12 業務用無線端末近傍の SAR 分布

に胎児部分での SAR 評価を行った。我々のこれまでの検討によれば、同じ妊娠週齢でも胎盤の位置によって胎児における SAR が大きく異なることがわかった。そこで本研究では、図 13 に示すような胎児の向きと胎盤位置が異なる 4 種類のモデルにおいて SAR 評価を行った。

この 4 種類のモデルの腰部分に金属きょう体付きノーマルモードヘリカルアンテナモデルを近接させて 5 W の電磁波を放射した際の母体及び胎児での SAR 分布計算結果を図 14 に示す。なお、これらの計算では、端末モデル配置の都合上、母体の腕は取り除いた。図 14 の観測面においては、いずれも高い SAR は母体部分に生じることがわかる。一方、本研究で重要である胎児部分の SAR は、この結果からではわかりにくいので、図 15 には、胎児表面での SAR 分布を示す。モデルの違い、すなわち、胎盤位置の違いにより、胎児表面の SAR が大きく異なることがわかる。なお、現状では、胎児に対する SAR 上限値のようなものは規定されていないため、これらの結果をもって SAR が高い/低いといった議論はできない。そこで、我々は電磁波放射による SAR を熱源とした場合の体内での温度分布計算も行った [10]。その結果、胎児での温度上昇は最大でも 0.5℃ 未満であった。この程度の温度上昇が胎児に対して何らかの生体影響を与えるということは考えにくいものの、まったく影響がないと現時点で言い切ることはできない。また、この温度上昇値は様々な条件に左右される。したがって、今後も同様の検討の継続が必要であると考えられる。

また、モデル化の際には、 $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ mm}^3$ の微細なセルを用いて、ヘリカル部分を正確に表現した。

業務用無線端末の SAR 評価の前に、この端末を平面ファントム近傍に配置した場合のファントム表面での SAR 分布を計算し、その結果を実測結果と比較した。図 11 は、平面ファントムと端末モデルの位置関係を表した図であり、図 12 は、SAR 分布の比較結果である。また、アンテナからの放射電力は双方とも 1.0 W で規格化した。図 12 より、本研究で作成した端末モデルによる SAR 計算結果は、実測結果とよく一致しているため、これを用いて人体における詳細な SAR 評価を行うことができると判断した。

3.2 業務用無線端末使用時の“胎児”での SAR 評価

前節で説明した金属きょう体付きノーマルモードヘリカルアンテナモデルを電磁波源として妊娠女性、特

4 まとめ

本稿では、現在、多くの人が使用しているスマートフォンと、使用者は限られるものの出力が比較的大き

4 人体に対する電波ばく露評価技術

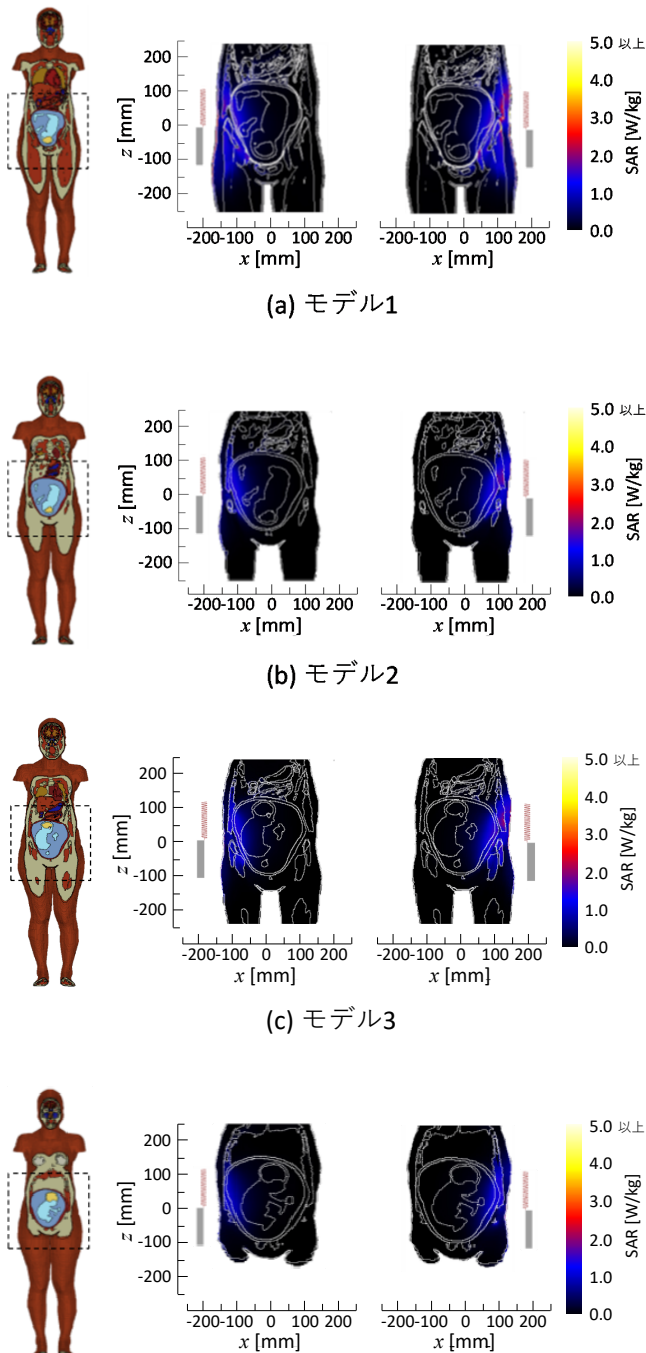


図 14 4種類の妊娠女性モデルにおける SAR 分布

く使用者での電磁波エネルギー吸収量が大きいと考えられる VHF 帯の業務用無線端末(トランシーバ)を妊娠女性が腹部近傍で使用した際の母体及び胎児での SAR 評価を行った。これらの結果、胎児部分において特異的に SAR が高くなるといったような現象は確認されなかった。なお例えば、論文[10]は、国際非電離放射線防護委員会(International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: ICNIRP)ガイドライン 2020 年版に引用されている。このように、我々のグループの研究成果は電磁界防護に関して、国際的にも貢献していることを付記する。

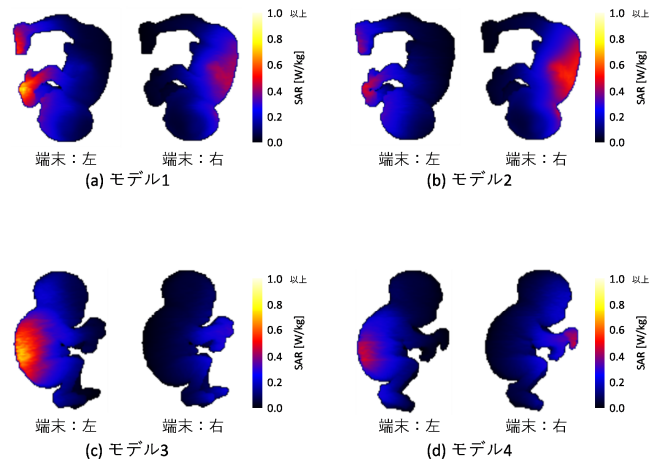


図 15 胎児モデル表面での SAR 分布

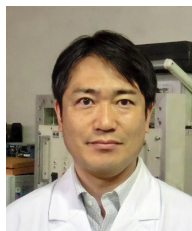
電波利用技術は更なる多様化が予想されることから、今後も胎児の電波ばく露を適切に評価していくことが重要であると考えている。

謝辞

本研究を進めるにあたりご意見をいただいた千葉大学フロンティア医工学センターの高橋応明准教授に感謝いたします。

【参考文献】

- 1 R. Baan, Y. Grosse, B. L. Secretan, F. E. Ghissassi, V. Bouvard, L. B. Tallaa, N. Guha, F. Islami, L. Galichet, and K. Straif, "Carcinogenicity of radiofrequency electromagnetic fields," *Lancet Oncol.*, vol.12, no.7, pp.624–626, July 2011.
- 2 総務省, "令和 4 年版情報通信白書," July, 2022.
- 3 O. P. Gandhi, "Strongest dependence of whole animal absorption on polarization and frequency of radio-frequency energy," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol.247, pp.532–538, Feb. 1975.
- 4 齊藤正男, "電磁界の生体への影響," *テレビ誌*, vol.42, no.9, pp.945–950, Sept. 1988.
- 5 藤原 修, "電磁波のバイオエフェクト," *信学誌*, vol.75, no.5, pp.519–522, May 1992.
- 6 ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," *Health Phys.*, vol.74, no.4, pp.494–522, April 1998.
- 7 "Safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz," *ANSI/IEEE Standard C95.1-2005*, Oct. 2005.
- 8 K. S. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic," *IEEE Trans. Antennas Propag.* vol.14, no.3, pp.302–307, May 1966.
- 9 T. Nagaoka, T. Togashi, K. Saito, M. Takahashi, K. Ito, and S. Watanabe, "An anatomically realistic whole-body pregnant-woman model and specific absorption rates for pregnant-woman exposure to electromagnetic plane waves from 10 MHz to 2 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol.52, no.22, pp.6731–6745, Oct. 2007.
- 10 S. Akimoto, S. Kikuchi, T. Nagaoka, K. Saito, S. Watanabe, M. Takahashi, and K. Ito, "Evaluation of specific absorption rate for a fetus by portable radio terminal close to the abdomen of a pregnant woman," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.58, no.12, pp.3859–3865, Dec. 2010.



齊藤 一幸 (さいとう かずゆき)

千葉大学
フロンティア医工学センター
准教授
博士(工学)
携帯無線端末における電磁波エネルギー吸収量
評価、マイクロ波の医療応用

【受賞歴】

2012年 日本ハイパーサーミア学会研究奨励賞

2000年 IEEE AP-S Japan Chapter Young
Engineer Award

1999年 International Union of Radio
Science (URSI) Young Scientist
Award