

局所吸収指針の検討事項について

名古屋工業大学大学院 平田晃正

1. 国際ガイドライン／基準における背景と経緯

局所質量平均の SAR は、電波吸収に伴う局所的な温度上昇の防護のために導入されたものである。ICNIRP のガイドライン[1]では、家兎眼への局所ばく露実験で白内障が生じたことが紹介され、その際の入射電力密度の下限である $150\text{mW}/\text{cm}^2$ および眼球中心付近における SAR 値が $100\text{--}140\text{W}/\text{kg}$ であったことに関して言及がある[2]。また、IEEE 基準[3]では、電波ばく露による温度上昇として着目する組織として、眼球（水晶体）および脳を挙げており、管理環境下における基本制限は、これらの組織における温度上昇がおおよそ 1°C 以下になるよう定めている。

これらのガイドライン／安全基準では、一般環境下における基本制限を 10g あたりの SAR が $2\text{W}/\text{kg}$ 以下としているものの、SAR の平均化手法は異なる。具体的には、ICNIRP では連続した同一組織の任意形状であることに対し、IEEE では複数の組織を許容した立方体形状である。一方、我が国の局所指針では以下のような言及がある：「平成 8 年 4 月に国際非電離放射線防護委員会（ICNIRP）により示された『携帯電話に関する健康問題』についての声明において、ICNIRP は任意の組織 1g のブロックでの高分解能計測が必要であるという根拠は明確でなく、身体組織の熱拡散を考慮すれば、任意の組織 10g のブロックの方が生理学的な意味からも、計測上の選択肢の広さからも望ましいと結論している。」以上のことから、本文では、眼球および脳内における温度上昇に着目するとともに、以降の議論で用いる局所 SAR の平均化形状は立方体とする。なお、 10g 平均 SAR は、おおよそ一辺が 2.2cm の立方体に相当することとなる。

2. SAR で評価する方法の周波数の上限および平均化質量について

1991 年に定められた IEEE 基準では、局所ばく露による局所温度上昇の防護のため、 1g の質量で平均化した SAR が指標として用いられていた。一方、ICNIPR ガイドラインおよび我が国の防護指針では、平均化質量として 10g を用いられている。2005 年に IEEE 基準は、平均化質量を 1g から 10g に変更した。この根拠としては、管理環境下における基本制限である局所 10g 平均 SAR が $10\text{W}/\text{kg}$ 以下であれば、対応する温度上昇はおおよそ 1°C より小さいこと、また、SAR の平均化質量を 10g とした方が 1g の場合よりも局所温度上昇との相関が良いこと[4]を挙げている[5]。しかしながら、[4]で対象としている上限周波数は 3GHz であり、それ以上の周波数についての検討はなされていないのが実情であった。

近年、局所 SAR の平均化質量が局所温度上昇との相関関係に与える影響について議論さ

れるようになっており、3 GHz 以下の周波数では平均化質量を 10-30g とすれば、局所質量平均 SAR と局所温度上昇はおおよそ線形の関係にあることが示されている[6]。また、[7]ではその議論を 6GHz まで拡張している。その結果の一部を紹介する。情報通信研究機構が構築した日本人頭部モデルにダイポールアンテナより電波を照射しモデルに吸収される電力および温度上昇を計算している。モデル各点において局所質量平均 SAR と温度上昇の間に線形の関係が成り立つことを前提に、最小自乗法を用いて処理している。図 1 に加温係数（局所温度上昇を局所質量平均 SAR で除したもの）および決定係数の周波数依存性を示す。なお、決定係数とは、相関係数の二乗であり、1 に近いほど回帰方程式のあてはまりの良いことを意味する。図 1 より、平均化質量を 10g とすると 6GHz 程度までであれば加温係数は周波数にほとんど依存性せず、また、決定係数は 0.75 以上と高くなっている。ただし、決定係数は 3GHz より高い周波数では小さくなる傾向にあり、また、最大となる質量も 6GHz では 10g まで小さくなっている。局所質量平均 SAR の適用限界に関する議論は、6GHz 以上の周波数帯の解析に対応できる高分解能モデルが存在しないため断定はできないものの、少なくとも 6GHz 程度までならば局所 10g 平均 SAR と温度上昇の相関は良好である。一方、平均化質量が 1g の場合に注目すると、1GHz から 6GHz で加温係数に 2 倍程度の相違があり、6GHz における決定係数は 0.05 であった。電波の浸透深さは 6GHz では数 mm 程度と小さくなるのに対し、平均化質量の最適値が周波数に大きく依存しないことは特筆に値する。この要因の一つとして、吸収された電磁電力は、熱となり、拡散することが示されている。[4]において、生体組織における熱の拡散する長さは、数 cm であることが挙げられる。このことは、電波による生体組織内における温度上昇に影響を与える支配的要因は、電波の浸透深さよりも、生体内における熱拡散長に起因することを示唆するものである。

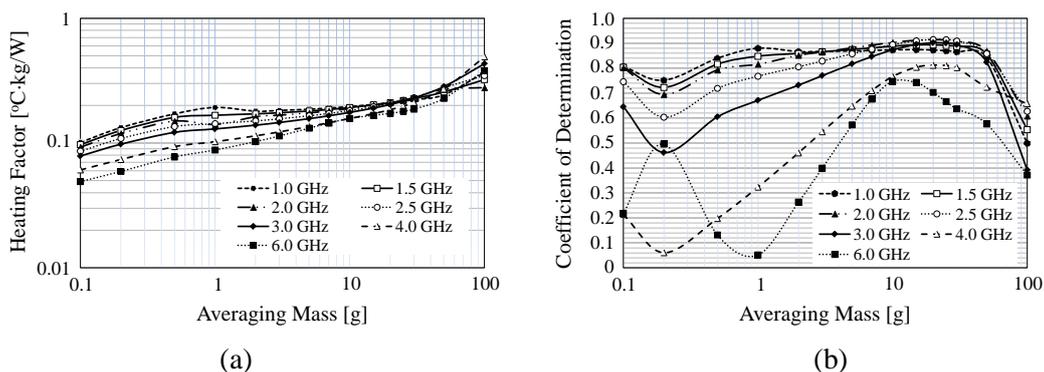


図 1. 日本人男性頭部モデルにおける局所 SAR と温度上昇との相関の周波数特性, (a)加温係数, (b)決定係数

3. 基本制限（基礎指針）に対する温度上昇

a)眼球内温度上昇

近年、電波を MR 画像に基づく詳細な人体モデルに照射した場合の眼球内 SAR および温

度上昇を解析した事例が報告されている[8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15]。当初は、眼球を頭部の残りの部分からは熱的に孤立した系とみなし、解析された事例もあった。しかしながら、そのような扱いでは温度上昇を適切に見積もることはできないことが指摘され[10]、それ以降、脈絡膜、虹彩など眼球内の血流量が多い組織を考慮して解析されるようになった。本文では、それ以降の解析結果にのみ着目するものとする（表1参照）。これらの報告から換算すると、3GHz以下の周波数において眼球組織（約10g）平均SARが10W/kgの場合の水晶体における温度上昇は、おおよそ1度程度（0.8-1.5°C）とされている。これらの計算結果のばらつきは、計算条件、特に熱定数の与え方によって生ずるものであり、その詳細な議論は[15]にまとめられている。なお、周波数が高くなるにつれ、眼球組織以外も含む10g領域の平均SARは、眼球組織のみを対象とした立方体形状10g平均SARよりも大きくなる。具体的には、380MHzでは両者は同程度であるのに対し、2GHzでは後者が最大で3倍程度大きくなる[12]。3GHz以上の報告は限定されるが、[13]における結果を、立方体形状10gSARに換算し、かつその値を10W/kgとした場合の温度上昇は、5GHzで0.9°Cであった。一方、[15]において、立方体形状10gで平均化した場合の結果に着目すると、3GHzでは0.8°C、5GHzでは1.0°C、10GHzでは1.6°Cであった。以上のことから、基礎指針に対応する眼球温度上昇は、6GHzまではおおむね1°C以下と言えよう。なお、3GHz以下では、同一入射電力密度に対して、成人と子供の水晶体における温度上昇は同程度であることも報告されている[10]。ここで、これらの報告では温度上昇に伴う血管拡張など熱調整系作用を考慮せず、また、ばく露時間は熱時定数よりも十分大きい場合であったことを付記する。

近年では、ICNIRPガイドラインでも引用されている家兎の眼球へのばく露実験[2]の再現性を確認するための実験も行われている[16]。その実験[2]では、家兎に全身麻酔を施していたのに対して、[16]では全身麻酔を施した場合に加えて、眼球への局所麻酔のみの場合を扱っている。得られた結果より、眼球への局所麻酔のみの個体における眼球温度上昇は、全身麻酔を施した場合にくらべて小さく、白内障は生じなかった[16]。この原因を確認するための計算機実験も行われ、[2]と[16]の差異として、全身麻酔を施した場合、熱調整系が動作しないことを推察している[17, 18]。

表1. 眼球平均SAR10W/kgに対する水晶体内温度上昇. [11]-[14]の値は、[13]において複数論文を同一条件に換算した値

出展	3 GHz 以下	3GHz 以上
[11]	0.98-1.40°C	-
[12]	1.1-1.44°C	-
[13]	0.91-1.2°C	0.96-2°C(5GHz まで)
[14]	1.1°C	-
[15]	0.8-1.5°C	0.9-4°C(10GHz まで)

b)脳内温度上昇

携帯電話アンテナあるいはそれを簡易的に模擬したアンテナにより、詳細な人体モデルの脳内における温度上昇を解析した事例が報告されている[5, 19, 20, 21, 22, 23]。この種の報告では、[5]を除き、異組織を許容した立方体形状 10g 平均 SAR での温度上昇が計算されている。管理環境における基礎指針 10W/kg に対する頭部温度上昇は、耳介付近で 1.5-2.0℃に及ぶ場合があることが ICNIRP による RF Review においても示されている[24]。また、脳内温度上昇は 1℃あるいはそれ以下となる。脳内温度上昇は、周波数が高くなるにつれて浸透深さが小さくなるため、小さくなる傾向にある[5]。具体的には、2.4GHz の周波数において、局所 10g あたりの SAR が 10W/kg に対して、脳内 0.5℃以下であることが報告されており、このことから 3GHz 以上の周波数における脳内温度上昇は 1℃を下回るものと考えられる。なお、同一の電波源に対し、子供の SAR[25]および温度上昇[26]は、成人に比べて大差がないことが示されている。

4. 入射電力密度と局所 SAR の関係について

補助指針は、300MHz から 3GHz 以下の周波数では、頭部への電力密度で定義され、その値は一般環境で 10mW/cm²である。一方、3GHz-300GHz の周波数では、対象となる部位は眼に対しては 2mW/cm²である。補助指針が適用される実際の曝露状況では、電磁界が不均一となることが想定されるが、最悪の場合を考え、平面波が入射するものとし、眼球平均 SAR および脳内 10g 平均および入射電力密度の関係について紹介する。

眼球に関しては、600MHz から 6GHz の周波数帯において、電波を人体頭部へ照射した場合の SAR を評価した報告がある[8, 9, 10]。[8]は、日本人モデルを対象とした報告であり、一定の電力密度に対して上記周波数帯で眼球平均 SAR が最大となるのは 3GHz 付近であった。一般環境下における電力密度に関する補助指針である 2mW/cm²のばく露に対して、その値は 0.8-1.0W/kg であり、基礎指針 2W/kg よりも小さい。なお、鼻などの存在により、周波数によっては斜入射の場合の方が大きくなる場合があるものの、その変動は上記範囲内にある[9]。欧州人モデルを用いた検討もなされており[15]、上述のばく露条件に対する眼球平均 SAR は 1.0-1.2W/kg であり、日本人モデルの結果と同程度であった。一方、脳内における SAR の評価は、[15]で行われている。1GHz から 10GHz の周波数を対象としており、異なる入射角度の影響も考慮している。また、[15]では脳における局所 SAR (10g 平均) に対する検討も行っている。平面波ばく露に対する脳における局所 SAR は 1-2GHz 付近で極大をもち、その値は 0.8W/kg 程度であった。上記結果は、補助指針で定められた電力密度でのばく露は、局所吸収指針で定められた SAR を超えないことを示唆するものである。

参考文献

[1]. ICNIRP 1998 Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and

- electromagnetic fields (up to 300 GHz) *Health Phys.*, vol.74, pp.494-522, 1998.
- [2]. A. W. Guy, J. C. Lin, P. O. Kramar, and A. Emery, "Effect of 2450-MHz radiation on the rabbit eye," *IEEE Trans. Microw. Theor. Tech.*, vol.23, pp.492-8, 1975.
- [3]. IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz, C95-1, 2005
- [4]. 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. Electromagnet. Compat.*, vol.48, no.3, pp.569-578, 2006.
- [5]. Comment on "A new IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio-frequency radiation," *IEEE Antenna and Propagation Mag.*, vol.48, pp.129-130, 2006.
- [6]. A. Hirata, K. Shirai, and O. Fujiwara, "On averaging mass of SAR correlating with temperature elevation due to a dipole antenna," *Prog. In Electromagnet. Res.*, vol.84, 221-237, 2008.
- [7]. A. Hirata and O. Fujiwara, "Correlation between mass-averaged SAR and temperature elevation in human head model exposed to RF near-fields from 1 to 6 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol.54, pp.7227-7238, 2009.
- [8]. A. Hirata, S. Matsuyama and T. Shiozawa, "Temperature rises in the human eye exposed to EM waves in the frequency range 0.6-6 GHz," *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol.42, pp.386-93, 2000.
- [9]. A. Hirata, H. Watanabe, and T. Shiozawa, "SAR and temperature rise in the human eye induced by obliquely incident plane waves," *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol.44, pp.594-596, 2002.
- [10]. A. Hirata, "Temperature increase in the human eyes due to near-field and far-field exposures at 900MHz, 1.5GHz, and 1.9GHz," *IEEE Trans. Electromagnet. Compat.*, vol.47, no.1, pp.68-76, 2005.
- [11]. V. M. M. Flyckt, B. W. Raaymakers, H. Kroeze, and J. J. Lagendijk, "Calculation of SAR and temperature rise in a high-resolution vascularized model of the human eye and orbit when exposed to a dipole antenna at 900, 1500 and 1800 MHz," *Phys. Med. Biol.*, vol.52, pp.2691-2701, 2007.
- [12]. P. R. Wainwright, "Computational modelling of temperature rises in the eye in the near field of radiofrequency sources at 380, 900 and 1800 MHz," *Phys. Med. Biol.*, vol.52, pp.3335-3350, 2007.
- [13]. A. Hirata, S. Watanabe, O. Fujiwara, M. Kojima, K. Sasaki, and T. Shiozawa, "Temperature elevation in the eye of Japanese male and female models for plane wave exposure," *Phys. Med. Biol.*, vol.52, pp.6389-6399, 2007.
- [14]. C. Buccella, V. De Santis, and M. Feliziani, "Prediction of temperature increase in human eyes due to RF source," *IEEE Trans. Electromagnet. Compat.*, vol.49, no.4, pp.825-833, 2009.

- [15].I. Laakso, "Assessment of the computational uncertainty of temperature rise and SAR in the eyes and brain under far-field exposure from 1 to 10 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol.54, pp.3393-3404, 2009.
- [16].A. Hirata, S. Watanabe, M. Kojima, I. Hata, K. Wake, M. Taki, K. Sasaki, O. Fujiwara, and T. Shiozawa, "Computational verification of anesthesia effect on temperature variation in rabbit eyes exposed to 2.45-GHz microwave energy," *Bioelectromagnet.*, vol. 27, pp.602-612, 2006.
- [17].M. Kojima, I. Hata, K. Wake, S. Watanabe, Y. Yamanaka, Y. Kamimura, M. Taki, K. Sasaki "Influence of anesthesia on ocular effects and temperature in rabbit eyes exposed to microwaves," *Bioelectromagnet*, vol. 25, pp. 228 - 233, 2004.
- [18].A. Hirata, S. Watanabe, M. Taki, O. Fujiwara, M. Kojima, and K. Sasaki, "Computation of temperature elevation in rabbit eye irradiated by 2.45-GHz exposure systems," *Health Phys.*, vol.94, no.2, pp.134-144, 2008.
- [19].J. Wang and O. Fujiwara, "FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 47, pp. 1528 - 1534, 1999.
- [20].G. M. J. Van Leeuwen, J. J. Lagendijk, B. J. A. M. Van Leersum, A. P. M. Zwamborn, S. N. Hornsleth, and A. N. T. J. Kotte, "Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 44, 2367-2379, 1999.
- [21].P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuze, "Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.48, pp.1118-26, 2000.
- [22].O. P. Gandhi, Q-X. Li and G. Kang, "Temperature rise for the human head for cellular telephones and for peak SARs prescribed in safety guidelines," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* 49, pp.1607-1613, 2001.
- [23].A. Hirata and T. Shiozawa, "Correlation of maximum temperature increase and peak SAR in the human head due to handset antennas," *IEEE Trans. Microwave Theory & Tech.*, vol.51, pp.1834-1841, 2003.
- [24].ICNIRP, Exposure to high frequency electromagnetic fields, biological effects and health consequences (100 kHz-300 GHz), 2009.
- [25].A. Christ and N. Kuster, "Differences in RF energy absorption in the heads of adults and children," *Bioelectromagnet.*, vol.26, pp.S31-S44, 2005.
- [26].M. Fujimoto, A. Hirata, J. Wang, O. Fujiwara, and T. Shiozawa, "FDTD-derived correlation of maximum temperature increase and peak SAR in child and adult head models due to dipole antenna," *IEEE Trans. Electromagnetic Compat.*, vol.48, pp.240-247, 2006.