

# 成人と幼児の頭部を対象とした 1.5 GHz マイクロ波による上昇温度の FDTD 計算

谷野 正明<sup>†</sup>      王 建青<sup>†</sup>      藤原 修<sup>†</sup>

## FDTD Computation of Temperature-rise in Realistic Head Models Simulating Adult and Infant for 1.5 GHz Microwave Exposure

Masaaki YANO<sup>†</sup>, Jianqing WANG<sup>†</sup>, and Osamu FUJIWARA<sup>†</sup>

あらまし 本論文では、一般環境下の安全基準レベル ( $1\text{mW}/\text{cm}^2$ ) の 1.5 GHz マイクロ波にさらされた頭部の上昇温度を、筆者らの製作になる成人リアルモデルとそれを縮小して得られた幼児サイズモデルとに対して FDTD 法で計算した。外気温を考慮した不均一な初期温度分布の熱平衡状態にある頭部に対して上昇温度を試算した結果、ピーク値は全組織において成人モデルのほうが幼児サイズモデルよりもやや高く、成人モデルでは眼球 ( $0.07^\circ\text{C}$ )、幼児サイズモデルでは筋肉 ( $0.055^\circ\text{C}$ ) でそれぞれ最大に達していること、上昇温度の組織平均値は眼球を除けば幼児サイズモデルのほうが成人モデルよりもすべて高く、特に脳組織における上昇温度の平均値 ( $0.0058^\circ\text{C}$ ) は、ピーク値よりも一けた近く低いが、成人モデルの平均値よりも 3 倍近くも高くなること、などがわかった。後者の結果は、発熱源である SAR のホットスポットが頭部内部に生じたことによるものであり、不均質な頭部リアルモデルでも幼児サイズではホットスポットが現れることがわかった。

キーワード マイクロ波、局所比吸収率、人体影響、頭部リアルモデル、上昇温度

### 1. ま え が き

携帯電話の爆発的な普及で、その発する電波の人体影響が公衆の間で懸念されている。無線周波電波に対する安全基準や人体防護指針は、米国や我が国を含めた世界各国において既に制定・運用されている [1]～[3]。これらの基準は、電波の人体影響が熱的效果に基づくとの立場から比吸収率 (Specific Absorption Rate, 単位は  $[\text{W}/\text{kg}]$ , 以下 SAR という) という評価尺度で構築されている [4]。なお、SAR とは、単位体重当りに吸収される電波の電力量であり、人体組織内の電界の大きさを  $E$ 、導電率を  $\sigma$ 、組織密度を  $\rho$  とすれば、 $\text{SAR} = \sigma E^2 / (2\rho)$  で与えられる。

例えば、我が国での防護指針 [3] (基礎指針) では遠方界に対しては全身平均 SAR のしきい値を  $0.4\text{W}/\text{kg}$  と定め、 $1\text{g}$  局所平均 SAR のしきい値は体表・四肢では  $25\text{W}/\text{kg}$ 、それ以外は  $8\text{W}/\text{kg}$  とされ、これらを下回る電波強度を安全レベルとして定めている。

携帯電話等の近傍界暴露に関しては、アンテナ近傍の電磁界が意外に強く、それゆえに使用形態によっては耳や頭部表面での局所 SAR が著しく増大する可能性が指摘されている [5]。こうした背景から、近年、携帯電話端末を対象とした局所吸収指針が米国 [6]・欧州 [7]、日本 [8] において相次いで制定されたが、ことに米国では政府レベルの強制規格として FCC (連邦通信委員会) が局所 SAR 値の明記を義務づけるようになった。

しかしながら、SAR 指針値の生理学的根拠は電波を全身に浴びた場合の深部体温上昇に対応する全身平均 SAR だけにあつて局所 SAR にはない。また、現用基準の最も厳しい局所 SAR 指針値も、遠方界暴露に対する局所ピーク SAR 値が全身平均値の 20 倍を超えないとの仮定に基づき定められているにすぎない。

筆者らは、局所 SAR の指針値は体温調節中枢を含む頭部内の上昇温度との関連において決定すべきとの考えから、頭部リアルモデル [9]～[13] を用いた 1.5 GHz マイクロ波による頭部内上昇温度の試算結果 [14] をさきに報告した。そこでは、温度分布が一様な熱平衡状態にある頭部の成人モデルに対して、我が国の管

<sup>†</sup>名古屋工業大学工学部電気情報工学科, 名古屋市  
Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology, Nagoya-shi, 466-8555 Japan

理環境下の安全基準レベル ( $5\text{ mW/cm}^2$ ) のマイクロ波で生ずる上昇温度がたかだか  $0.35^\circ\text{C}$  (一般環境では  $0.07^\circ\text{C}$ ) であること, 脳内深部では 1,000 分の数  $^\circ\text{C}$  (一般環境下では 5,000 分の数  $^\circ\text{C}$ ) であること, などを明らかにした。

本論文では, 一定の外気温下で熱平衡状態に達した頭部に対して, 1.5 GHz マイクロ波を照射したときの上昇温度の試算結果を成人リアルモデルとそれを縮小した幼児サイズモデルとについて示す。

## 2. 計算方法

### 2.1 FDTD 計算と頭部モデル

1.5GHz マイクロ波遠方界にさらされた人体頭部内の SAR を時間領域有限差分法 (Finite-Difference Time-Domain Method, 以下, FDTD 法と呼ぶ) で計算する。FDTD 法とは, Maxwell の方程式を時間領域と空間領域とで差分化し, その差分式を時間領域で逐次計算することにより計算領域内の電磁界を数値的に求める計算手法である。その手法の空間領域における差分は, 計算対象を格子状に分割し, 各微小格子 (セル) に電気定数を割り付けて行うので, FDTD 法は人体頭部のような複雑形状の不均質媒体での電磁界計算に適している。しかしながら, 数値解析を行う計算機のメモリ容量は有限であり, 計算領域も有限空間となるので, その領域境界面においては電磁界的な反射波が生じる。これをなくすための種々の吸収境界条件が工夫・提案されているが, 本論文では最も簡単で有効とされる Mur の第 1 次吸収境界条件[15]を使用した。

人体頭部の計算モデルとしては, 標準的な日本人成人男性の頭部解剖図を参考にして筆者らのグループが製作した 3 次元頭部リアルモデル[9]と, それから新たに製作した幼児サイズモデルを使用した。その外観と構造・寸法を図 1 に示す。図の頭部モデルは, いずれも 1 辺が  $\delta = 2.5\text{ mm}$  (1.5GHz マイクロ波を浴びた頭部モデル内の最小波長の約 1/9) の微小な格子状の立方セルで構成される。モデルの構成組織は, 脳, 骨, 筋肉, 脂肪, 皮膚, 眼球の 6 種類である。これらの組織ごとの構成セル数を表 1 に示す。幼児サイズモデルは, 半径 5 cm の球体と同体積となるように成人モデルを縮小して作成した。結果として, 幼児サイズモデルは, 首から下の部位を除けば, 半径 4.95 cm の球体モデルとほぼ同体積となった。なお, 成人モデルは半径 9.13 cm の球体と同体積である。

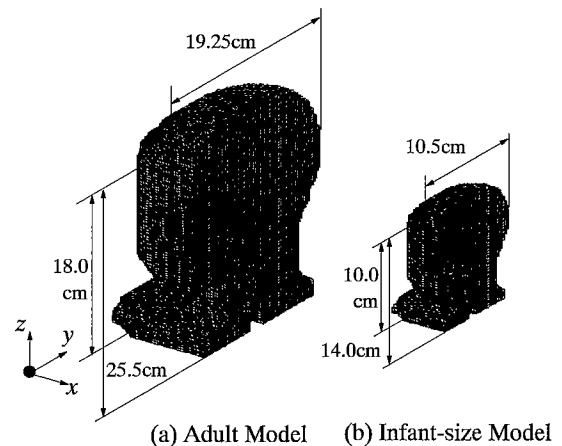


図 1 成人と幼児を対象とした頭部の FDTD モデル  
Fig. 1 The FDTD models of adult and infant-size heads.

表 1 成人頭部リアルモデルとそれを縮小した幼児サイズモデルの組織ごとの構成セル数

Table 1 The number of cells in each tissue of realistic adult head model and infant-size model.

Tissue	Adult	Infant-size
Brain	107073	14921
Bone	39080	7681
Muscle	31912	3947
Fat	2522	214
Skin	19439	5420
Eyeball	752	112
Cavity	3309	290
Whole head	204087	32585

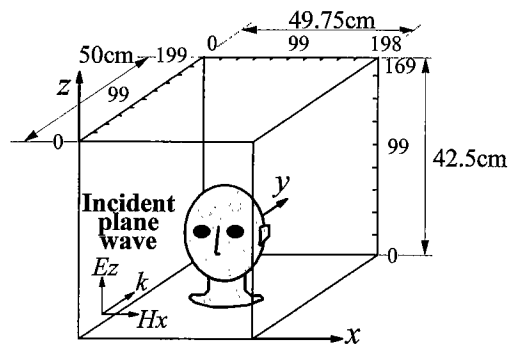


図 2 計算領域と入射マイクロ波  
Fig. 2 Computation region and incident microwave.

図 2 には頭部リアルモデルを配置した計算領域とマイクロ波の入射方向を示す。なお, 図の  $x, y, z$  軸の目盛はセル数で表している。計算領域としては,  $x$  軸方向に 199 セル,  $y$  軸方向に 200 セル,  $z$  軸方向に 170 セルをとり, 領域内の格子総数を  $199 \times 200 \times$

表2 頭部組織の電気定数 (1.5GHz) と熱定数  
Table 2 Electrical properties at 1.5GHz and thermal parameters of head tissues.

	Brain	Bone	Muscle	Fat	Skin	Eyeball
$\epsilon_r$	46	5.6	49	5.6	49	80
$\sigma$ [S/m]	1.40	0.12	1.77	0.12	1.77	1.90
$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	1020	1790	1020	900	1000	1050
$C_p$ [J/kg·°C]	3500	1300	3500	2300	3500	3900
$K$ [W/m·°C]	0.60	0.30	0.60	0.22	0.50	0.50
$b$ [W/m <sup>3</sup> ·°C]	37822	1401	3488	815.8	8652	0

170 = 6,766,000 セルとした。この領域内の  $xy$  平面の中央に図1の頭部リアルモデルを配置した。ただし、計算に際しての実際の領域は頭部の左右対称性から  $100 \times 200 \times 170 = 3,400,000$  セルとした。入射波は1.5GHzマイクロ波の平面波とし、 $y$  軸正方向へ伝搬させた。

1.5GHzマイクロ波の入射電力密度は、我が国の郵政省電波安全基準[3]の一般人に適用される電波レベル (1mW/cm<sup>2</sup>) とした。SAR計算に際しての頭部リアルモデルの各組織の電気定数 (周波数: 1.5GHz) と熱定数は文献[14]と同じ値を用いた。それらの数値をまとめて表2に示す。時間ステップ間隔は立方格子の大きさと解の安定条件とから4.17psとし、計算領域内の電磁界が定常状態に達する時間は7周期であった。なお、頭部リアルモデル内の各セルにおけるSAR値は、7周期目の電界最大値を用いて以下のようにして求めた。すなわち、直交座標系の位置  $(i\delta, j\delta, k\delta)$  における最大電界の  $x, y, z$  成分をそれぞれ  $E_x(i, j, k)$ ,  $E_y(i, j, k)$ ,  $E_z(i, j, k)$ , SARを  $SAR(i, j, k)$  と表すものとするれば、

$$SAR(i, j, k) = \frac{\sigma(i, j, k)}{2\rho(i, j, k)} \cdot [|E_x(i, j, k)|^2 + |E_y(i, j, k)|^2 + |E_z(i, j, k)|^2] \quad (1)$$

となり、これからSAR値を計算した。ここに、 $\sigma(i, j, k)$ ,  $\rho(i, j, k)$  はそれぞれ位置  $(i\delta, j\delta, k\delta)$  における媒質の導電率、密度である。

## 2.2 上昇温度の計算

1.5GHzマイクロ波による頭部内SARを発熱源とした熱伝導方程式をFDTD法で解析し、頭部内の上昇温度を求める。熱平衡状態にある頭部に対して時刻  $t=0$  でマイクロ波がステップ的に照射されたものとするれば、頭部内温度  $T$  [°C] の支配方程式と境界条件は、

$$\rho \cdot C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \nabla^2 T + \rho \cdot SAR - b \cdot (T - T_b) \quad (2)$$

$$h \cdot (T - T_a) = -K \frac{\partial T}{\partial n} \quad (3)$$

と表される[14]。ここで、 $\rho$  は組織の密度 [kg/m<sup>3</sup>],  $C_p$  は比熱 [J/kg·°C],  $K$  は熱伝導率 [W/m·°C],  $b$  は血流に関する定数 (数値が大きいほど血流量が大) [W/m<sup>3</sup>·°C],  $T_b$  は血液の温度 [°C],  $T_a$  は外気の温度 [°C],  $h$  は熱伝達率 [W/m<sup>2</sup>·°C] である。また、 $n$  は頭部表面又は腔内表面の法線方向の座標を表している。

式(2)で熱発生源のSARは頭部リアルモデル内の各セルのSAR値を用いるため、頭部内上昇温度分布は式(2), (3)を時間と空間とについて差分化することにより数値的に求めることができる。すなわち、熱の支配方程式の時間ステップ間隔を  $\delta t$ , 空間差分間隔を  $\delta$  として、直交座標系の位置  $(i\delta, j\delta, k\delta)$  における時刻  $m\delta t$  ( $m$  はイタレーション数) の温度を  $T(i\delta, j\delta, k\delta, m\delta t) = T^m(i, j, k)$  と表すものとするれば、式(2), (3)は、

$$\begin{aligned} T^{m+1}(i, j, k) &= T^m(i, j, k) + \frac{\delta t}{C_p(i, j, k)} SAR(i, j, k) \\ &\quad - \frac{\delta t \cdot b(i, j, k)}{\rho(i, j, k) C_p(i, j, k)} \{T^m(i, j, k) - T_b\} \\ &\quad + \frac{\delta t K(i, j, k)}{\rho(i, j, k) C_p(i, j, k) \delta^2} \\ &\quad \times \{T^m(i+1, j, k) + T^m(i, j+1, k) \\ &\quad + T^m(i, j, k+1) + T^m(i-1, j, k) \\ &\quad + T^m(i, j-1, k) + T^m(i, j, k-1) \\ &\quad - 6T^m(i, j, k)\} \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} T^m(i, j, k) &= \frac{K(i, j, k)}{h(i, j, k)\delta + K(i, j, k)} T^m(i+1, j, k) \\ &\quad + \frac{h(i, j, k)\delta}{h(i, j, k)\delta + K(i, j, k)} T_a \end{aligned} \quad (5)$$

という差分式に変わる。ただし、境界条件は外気又は腔内に接する頭部組織表面の  $x$  軸正方向だけについて

示している。前式において、熱発生源としての SAR は式 (1) の計算値を用いた。これは、マイクロ波のステップ的な照射で SAR は瞬時に定常値に達するのに対し、上昇温度は数十分を要すること、本計算対象の温度上昇は生体組織の電気的特性に影響を及ぼさないほど十分小さいこと、などに基づいている。前述条件が成り立たない場合には、例えば文献 [16], [17] のように熱発生源としては時間ごとの SAR 値が必要となる。

頭部内温度の数値計算に際しての諸量は次のとおりである。温度計算の時間ステップ  $\delta_t$  と空間差分  $\delta$  に関する差分解の安定条件は、筆者らの前論文 [14] から

$$\delta_t \leq \frac{2\rho C_p \delta^2}{12K + b\delta} \quad (6)$$

となるので、本論文では上式を満足するように  $\delta_t = 3$  s,  $\delta = 2.5$  mm とした。計算に際しての熱定数は表 2 の数値を用いた。また、熱伝達率  $h$  は、頭部表面の外気に接する部位 ( $h_a$ ) と主に腔内に接する部位 ( $h_o$ ) とで区別し、前者は Kritikos らの論文 [18] から  $h_a = 10.47$  W/m<sup>2</sup>・°C、後者は Tafove らの論文 [19] から  $h_o = 50.0$  W/m<sup>2</sup>・°C という値をそれぞれ引用した。

本論文では頭部内上昇温度を次のように計算した。まず、頭部リアルモデルの全セルに 37°C を与え、SAR = 0 とした式 (2) と外気温を与えた式 (3) とから定常状態に達する温度を計算し、1.5 GHz マイクロ波を浴びない状態での頭部内の初期温度分布を求めた。つぎに、マイクロ波を浴びた場合の頭部内の SAR を式 (1) から計算し、これを発熱源とした式 (2) で頭部内の定常に達する温度を新たに計算した。最後に、マイクロ波照射前後の温度変化の差を上昇温度として求めた。なお、本論文では、前論文 [14] と同じくマイクロ波照射から 7,200 秒 (120 分) 後の数値結果を定常の上昇温度としたが、この理由は次のとおりである。前論文 [14] で報告した成人モデルのマイクロ波照射によ

る上昇温度の時間推移特性によれば、頭部表面の皮膚を含め、脂肪、筋肉、骨、脳の各組織のピーク上昇温度は約 4,000 秒、眼球のそれは約 6,000 秒でそれぞれ定常状態に達することが確認できたので、マイクロ波照射から 7,200 秒後の数値結果は十分に定常状態にあるものと判断した。

### 3. 結果と考察

外気温を  $T_a = 20, 30, 37^\circ\text{C}$  とした場合のマイクロ波を浴びた成人モデルの頭部内各組織における上昇温度と 1 g 局所平均ピーク SAR (Peak SAR<sub>1g</sub> と表す) を表 3 に示す。表から、外気温が 20°C から 37°C まで変化しても、全組織における上昇温度の変化はピーク値で 1,000 分の 1°C 以下、平均値では 10,000 分の 5°C 以下となっており、外気温が上昇温度に及ぼす影響は極めて小さいことがわかる。また、外気温を 37°C とした場合の成人頭部内における上昇温度は前論文 [14] のそれに一致することが確認できる。

つぎに、生体内の上昇温度は血流に大きく左右されるので、頭部組織内で血流量の最も大きい脳組織での血流変化が上昇温度に及ぼす影響を調べた。外気温を  $T_a = 20^\circ\text{C}$  としたときの頭部内組織ごとのピーク上昇温度を表 4 に示す。この表から、血流に関する定数  $b$  が通常値の倍から半値まで変化したとき最大の温度変化は脳組織で生じるが、その上昇分はただか 0.02°C であることがわかる。

図 3 は成人頭部モデルの SAR と上昇温度、図 4 は幼児サイズモデルでのそれらを示す。これらの図 (a) は SAR 分布、(b) はマイクロ波を浴びる前の頭部内の初期温度分布であり、(c) はマイクロ波を浴びた場合の上昇温度分布 (初期温度分布からの上昇分の空間分布) をそれぞれ示す。ただし、(b), (c) は外気温を  $T_a = 20^\circ\text{C}$  とした場合の計算結果である。また、(c) はマイクロ波の照射から 7,200 秒後の結果を定常温度

表 3 外気温を変化させたときの頭部内組織ごとの上昇温度 (成人モデル)  
Table 3 Temperature-rise of tissues in adult model at different ambient temperatures.

Tissue	Peak (Averaged) temperature-rise $\times 10^{-2}$ [°C]			Peak SAR <sub>1g</sub> [W/kg]
	$T_a = 20^\circ\text{C}$	$T_a = 30^\circ\text{C}$	$T_a = 37^\circ\text{C}$	
Brain	3.31 (0.212)	3.31 (0.212)	3.33 (0.217)	0.455
Bone	6.07 (1.04)	6.07 (1.04)	6.09 (1.06)	0.266
Muscle	6.93 (1.41)	6.93 (1.41)	6.93 (1.44)	1.12
Fat	5.72 (3.12)	5.72 (3.12)	5.77 (3.16)	0.231
Skin	6.59 (1.18)	6.59 (1.18)	6.60 (1.19)	0.892
Eyeball	6.97 (5.35)	6.97 (5.35)	7.02 (5.40)	0.523

$T_a$ : Ambient temperature

表 4 血流量を変化させたときの頭部内組織ごとの上昇温度 (成人モデル)  
Table 4 Peak temperature-rise of tissues in adult model having different blood flow.

Tissue	Peak temperature-rise [ $^{\circ}\text{C}$ ]		
	Half blood flow of Brain	Normal blood flow	Two times blood flow of Brain
Brain	0.044	0.033	0.024
Bone	0.061	0.061	0.060
Muscle	0.070	0.069	0.069
Fat	0.062	0.057	0.053
Skin	0.066	0.066	0.066
Eyeball	0.074	0.070	0.067
Averaged whole head	0.0088	0.0071	0.0061

Ambient temperature:  $T_a = 20 [^{\circ}\text{C}]$

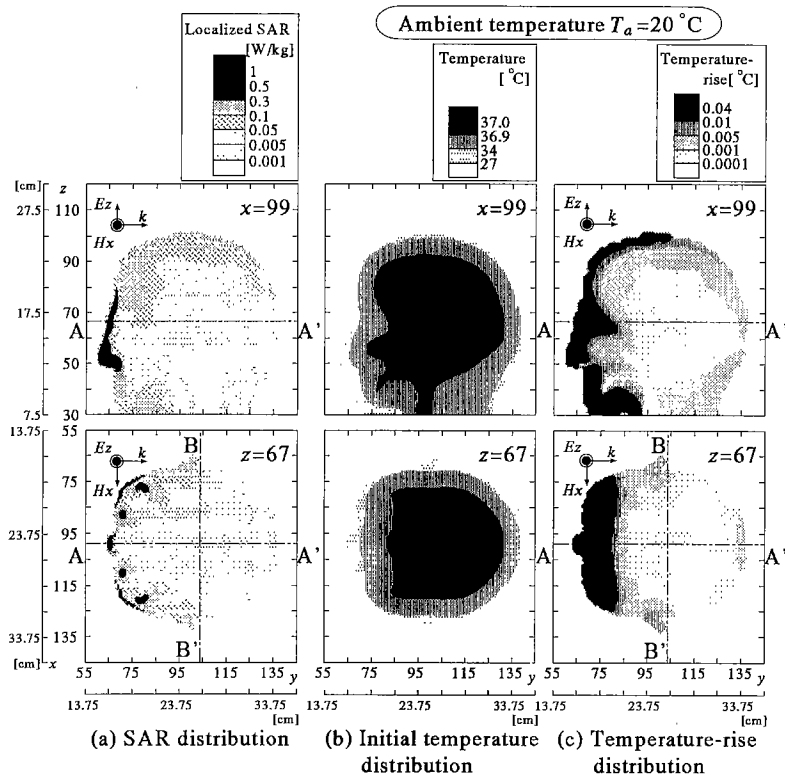


図 3 成人モデルにおける SAR と上昇温度の空間分布

Fig.3 Spatial distributions of (a) SAR, (b) initial temperature in thermal equilibrium and (c) temperature-rise in the realistic model of adult head for 1.5GHz microwave exposure of  $1.0 \text{ mW/cm}^2$ .

として示している。図から、成人モデルの SAR は顔面や眼球で高く、内部へ入るに従って減少しているが、幼児サイズモデルでは顔面のほかに吸収の高い領域が内部に生じていることがわかる。これは、いわゆるホットスポット[20]と呼ばれるものであり、Kritikos と Schwan が球形の生体モデルで指摘した有名な現象

である。図ではホットスポットにおける SAR 値は顔面や眼球でのそれよりもやや低いものとなっている。なお、文献[21]によれば、1.5 GHz 遠方界暴露の球形均質モデルでホットスポットの生ずる球体サイズが求められており、その半径は 1~8 cm である。また、文献[22],[23]によれば、不均質の多層球形モデルにお

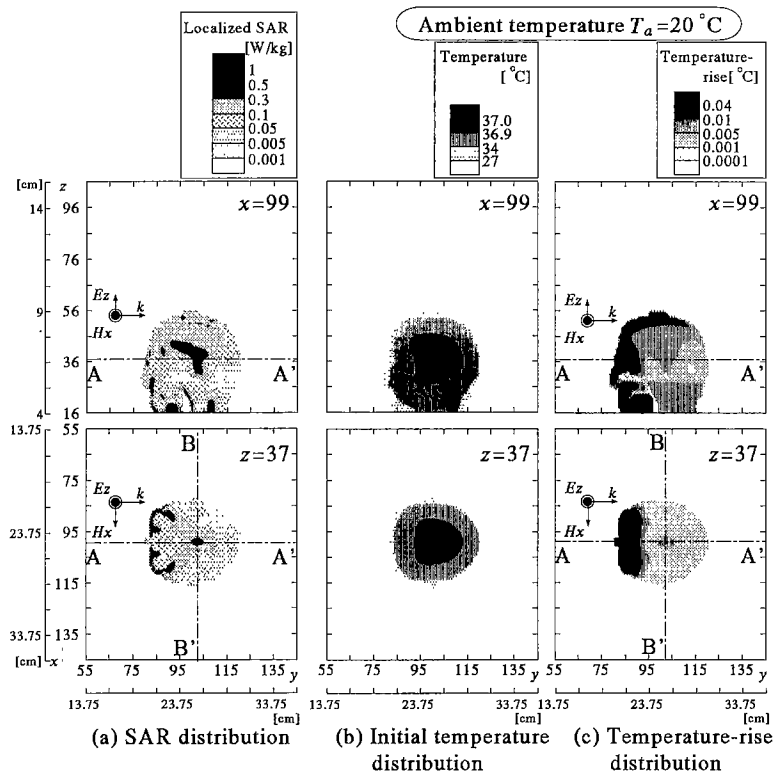


図 4 幼児サイズモデルにおける SAR と上昇温度の空間分布  
 Fig. 4 Spatial distributions of (a) SAR, (b) initial temperature in thermal equilibrium and (c) temperature-rise in the realistic model of infant-size head for 1.5 GHz microwave exposure of 1.0 mW/cm<sup>2</sup>.

いても、1.5 GHz の遠方界暴露で半径 10 cm の多層球形モデルでは熱発生源のピーク値が球表面で生じるのに対して、半径 3.3 cm と 6 cm の多層球形モデルではピーク値は球内部に生じるという。なお、多層球形モデルでは、皮膚から CSF (CerebroSpinal Fluid: 脳髄液) までの各層の厚みを一定とし、脳組織の領域半径だけを増減させて成人と幼児の頭部に対応させている。本論文の幼児サイズモデルは半径 4.94 cm の球体と同体積となるように構築しており、サイズは均質球形モデル及び不均質の多層球形モデルのホットスポットの生成条件を満たしているが、不均質のリアルモデルに対してもホットスポットが生じることは興味深い。

マイクロ波を浴びる前の頭部内温度は成人でも幼児でも中心部位から表面に向かって温度こう配が生じ、両者の空間分布は類似していることがわかる。マイクロ波を浴びた場合には、成人モデルでは SAR 分布と同じく顔面部位での上昇温度が高くなっているが、幼

児サイズモデルでの上昇温度分布は成人モデルのそれと著しく異なり、温度上昇の面でもホットスポットが生じていることがわかる。

頭部中央を前方から後方 (図 3, 図 4 の A-A') 及び右方から左方 (同図の B-B') へ貫く SAR と上昇温度の空間分布を図 5 に示す。これを見ると、頭部中央での SAR と上昇温度は幼児サイズモデルのほうが成人モデルよりも全般的に高い値を示していることがわかる。

頭部内各組織における局所平均 SAR と上昇温度をまとめて表 5 に示す。1 g 局所平均 SAR のピーク値は、成人モデルでは筋肉 (1.12 W/kg)、幼児サイズモデルでは皮膚 (0.65 W/kg) でそれぞれ生じていること、脂肪を除けば全組織において成人モデルのほうが幼児サイズモデルよりも高く、特に脳では倍近い値に達している。一方、組織ごとの平均 SAR 値と比較すると全組織において幼児サイズモデルのほうが成人モデル

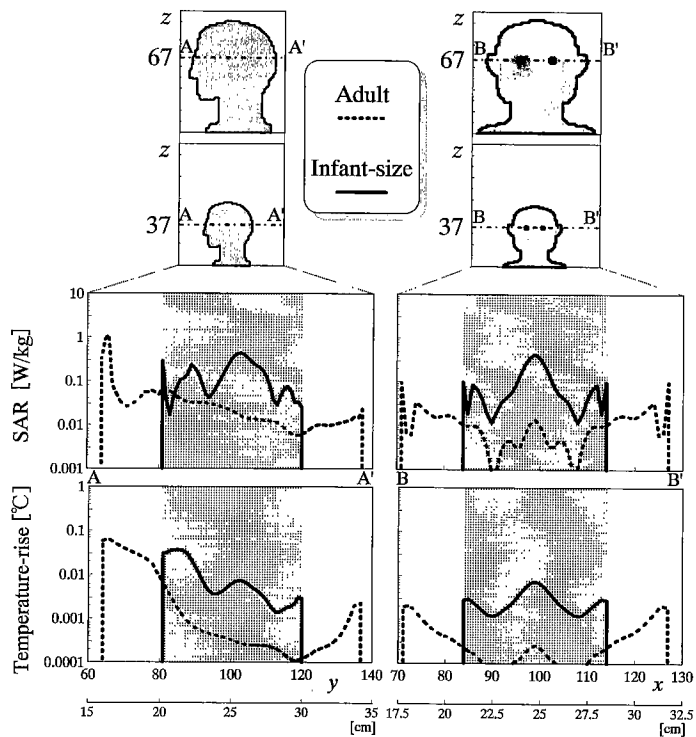


図5 頭部中央を貫くSARと上昇温度の空間分布

Fig. 5 Spatial distributions of (a) SAR and (b) temperature-rise in the line passing through the center of realistic head models both from front to back side and from right to left side.

表5 頭部内各組織における局所SARと上昇温度

Table 5 Localized SAR and temperature-rise in each tissue of realistic head model.

			Brain	Bone	Muscle	Fat	Skin	Eyeball	Whole head
Adult	Peak SAR <sub>1g</sub>	[W/kg]	0.46	0.27	1.12	0.23	0.89	0.52	—
	Averaged SAR	[W/kg]	0.058	0.029	0.092	0.064	0.23	0.30	0.073
	Peak temperature-rise	[°C]	0.033	0.061	0.069	0.057	0.066	0.070	—
	Averaged temperature-rise	[°C]	0.0020	0.010	0.014	0.031	0.012	0.054	0.0071
	Peak SAR <sub>1g</sub>	[W/kg]	0.25	0.25	0.61	0.26	0.65	0.34	—
	Averaged SAR	[W/kg]	0.15	0.065	0.23	0.12	0.28	0.32	0.16
Infant-size	Peak temperature-rise	[°C]	0.028	0.052	0.055	0.042	0.054	0.042	—
	Averaged temperature-rise	[°C]	0.0058	0.018	0.031	0.032	0.017	0.039	0.014

ルよりも高く、脳では 2.6 倍、頭部全体では 2 倍以上大きくなっていることがわかる。上昇温度ピーク値では全組織において成人モデルのほうが幼児サイズモデルよりもわずかに高く、成人モデルでは眼球 (0.07°C)、幼児サイズモデルでは筋肉 (0.055°C) でそれぞれ最大に達している。上昇温度の組織平均値については、いずれのモデルでも眼球で最大 (成人モデル: 0.054°C, 幼児サイズモデル: 0.039°C) に達してはいるが、眼球を除けば幼児サイズモデルのほうが成人モデルよりもすべて高く、特に脳組織における上昇温度の平均値 (0.0058°C) は値こそ小さいが、成人モデルのそれよりも 3 倍近く高くなっていることがわかる。これは、幼児サイズモデルで生じたホットスポット状の発熱源分布に起因するものと考えられる。

#### 4. む す び

携帯電話の爆発的な普及でマイクロ波近傍界で頭部へ吸収される局所 SAR の人体影響が懸念されている。電波の人体影響は、近傍界であれ遠方界であれ、体温上昇の熱的作用に基づくものとする限り、局所 SAR の人体影響も体温調節中枢を含む頭部内の上昇温度との関連において生ずるものと推察される。本論文では、前論文 [14] と同じ立場から一般環境下の安全基準レベル ( $1 \text{ mW/cm}^2$ ) の 1.5 GHz マイクロ波にさらされた頭部の上昇温度を、筆者らの製作になる成人リアルモデルとそれを縮小して得られた幼児サイズモデルで計算した。その際、前論文では一様な温度分布の熱的平衡状態にある頭部に対してマイクロ波による上昇温度を求めたが、本論文では、外気温を考慮した熱的平衡状態にある不均一な初期温度分布の頭部に対しての上昇温度を試算した。その結果、SAR と上昇温度の空間分布は成人モデルと幼児サイズモデルとは著しく異なり、後者にはホットスポットが生じること、しかし上昇温度のピーク値は、成人モデルのほうが幼児サイズモデルよりも高く、たかだか 0.07°C であること、などがわかった。また、上昇温度の組織平均値は眼球を除けば幼児サイズモデルのほうが成人モデルよりもすべて高く、脳組織では 3 倍近くも大きいこと、この理由は成人モデルには現れないホットスポット状の発熱源分布に起因すること、などがわかった。

なお、成人と幼児の頭部内 SAR については、近傍界ではあるが、成人と幼児の独立した MRI (magnetic resonance imaging) データに基づく頭部リアルモデルではエネルギー吸収特性に本質的な相違はなく、成

人モデルを縮小した幼児サイズモデルでも傾向は同じであるとした報告論文 [24] がある。この結果は、成人モデルとそれを縮小した幼児サイズモデルによる Gandhi らの結果 [5] とは大きく異なり、近傍界による頭部内 SAR のサイズ効果に検討すべき課題を示唆している。それゆえに、幼児から成人までの日本人頭部を対象とした MRI データから種々の頭部リアルモデルを構築・製作し、これらのモデルを用いた携帯電話によるドシメトリ計算が今後の課題となろう。

#### 文 献

- [1] Om P. Gandhi, Ed., "Biological Effects and Medical Applications of Electromagnetic Energy," Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1990.
- [2] American National Standards Institute, "American National Standard Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields," 3 kHz to 300 GHz, ANSI C95.1-1990, 1990.
- [3] 郵政省電気通信技術審議会答申, 諮問第 38 号, "電波利用における人体の防護指針," 1990.
- [4] 例えば, 藤原 修, "電磁界の人体への影響," 静電気学誌, vol.20, no.4, pp.198-204, 1996.
- [5] 例えば, O.P. Gandhi, G. Lazzi, and C.M. Furse, "Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz," IEEE Trans., vol.MTT-44, no.10, pp.1884-1897, Oct. 1996.
- [6] FCC, "FCC Releases Report of Study on Radiofrequency Fields," Public Notice, 1995.
- [7] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "ICNIRP statement—Health issues related to the use of hand-held radiotelephones and base transmitters," Health Physics, vol.70, no.4, pp.587-593, April 1996.
- [8] 郵政省電気通信技術審議会答申, 諮問第 89 号, "電波利用における人体防護の在り方," April 1997.
- [9] O. Fujiwara and A. Kato, "Computation of SAR inside Eyeball for 1.5-GHz Microwave Exposure Using Finite-Difference Time-Domain Technique," IEICE Trans. Commun., vol.E77-B, no.6, pp.732-737, June 1994.
- [10] O. Fujiwara and M. Nomura, "Approximation of Surface-SAR in a Realistic Head Model for Microwave Exposure using External Magnetic Near-Field," IEICE Trans. Commun., vol.E78-B, no.2, pp.140-144, Feb. 1995.
- [11] 野村道彦, 藤原 修, "マイクロ波遠方界で生ずる頭部表面比吸収率の組織構造依存性," 電学論 C, vol.116, no.1, pp.2-7, Jan. 1996.
- [12] 藤原 修, 高井清文, "皮膚組織の電気定数と頭部リアルモデルにおけるマイクロ波の比吸収率計算," 電学論 C, vol.117, no.1, pp.75-80, Jan. 1997.
- [13] 高井清文, 藤原 修, "1.5 GHz マイクロ波を浴びた頭部リアルモデルにおける眼球内の比吸収率と上昇温度との定量関係," 電学論 C, vol.118, no.1, pp.2-8, Jan. 1998.
- [14] 藤原 修, 谷野正明, 王 建青, "1.5 GHz マイクロ波による頭部内上昇温度の FDTD 計算," 信学論 (B-II), vol.



- J81-B-II, no.3, pp.1-8, March 1998.
- [15] G. Mur, "Absorbing Boundary Conditions for the Finite-Difference Approximation of the Time-Domain Electromagnetic-Field Equations," IEEE Trans., vol. EMC-23, no.4, pp.377-382, April 1981.
  - [16] F. Torres and B. Jecko, "Complete FDTD analysis of microwave heating processes in frequency-dependent and temperature-dependent media," IEEE Trans., vol. MTT-45, no.1, pp.108-117, Jan. 1997.
  - [17] 大村聰子, 西岡泰弘, 宇野 亨, "熱伝導方程式を組み込んだ FDTD 法による人体頭部等価ファントムの加温解析," 平 10 信学総全大, B-4-46, March 1998.
  - [18] H.N. Kritikos, K.R. Foster, and H.P. Schwan, "Temperature Profiles in Spheres Due to Electromagnetic Heating," J. Microwave Power, vol.16 (3&4), pp.327-344, 1981.
  - [19] A. Taflovie and M.E. Brodwin, "Computation of the Electromagnetic Fields and Induced Temperatures Within a Model of the Microwave-Irradiated Human Eye," IEEE Trans., vol. MTT-23, no.11, pp.888-896, Nov. 1975.
  - [20] H.N. Kritikos and H.P. Schwan, "Hot spots generated in conducting spheres by electromagnetic waves and biological implications," IEEE Trans., vol. BME-19, no.1, pp.53-58, Jan. 1972.
  - [21] H.N. Kritikos and H.P. Schwan, "The Distribution of Heating Potential Inside Lossy Spheres," IEEE Trans., vol. BME-22, no.6, pp.457-463, Nov. 1975.
  - [22] W.T. Joines and R.J. Spiegel, "Resonance absorption of microwaves by the human skull," IEEE Trans., vol. BME-21, no.1, pp.46-48, Jan. 1974.
  - [23] C.M. Weil, "Absorption characteristics of multilayered sphere models exposed to UHF/microwave radiation," IEEE Trans., vol. BME-22, no.6, pp.468-476, Nov. 1975.
  - [24] F. Schoenborn, M. Burkhardt, and N. Kuster, "Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources," Health Physics, vol.74, no.2, pp.160-168, Feb. 1998.

(平成 10 年 2 月 26 日受付, 7 月 21 日再受付)



王 建青 (正員)

昭 59 北京理工大・電子卒。平 3 東北大大学院博士課程了。東北大・工・助手, (株) ソフィアシステムズを経て, 現在, 名工大・工・助手。環境電磁工学, 無線通信に関する研究に従事。工博。



藤原 修 (正員)

昭 46・3 月名工大・工・電子卒。昭 48・3 月名大大学院修士課程了。同年 (株) 日立製作所中央研究所入所。昭 51 同所退職。昭 55・3 月名大大学院博士後期課程了。名工大・助手, 講師を経て, 昭 60・4 月名工大・工・助教授, 現在, 同電気情報教授。平 3〜4 スイス連邦工科大客員教授。放電雑音, 生体電磁環境, 環境電磁工学に関する研究に従事。工博。電気学会, IEEE 各会員。



谷野 正明 (准員)

平 6・3 月名工大・工・電気情報卒。平 10 同大大学院博士前期課程了。現在, (株) 日立製作所勤務。在学中, 生体電磁環境工学に関する研究に従事。