

携帯電話に対する頭部のドシメトリ評価

王 建青^{†a)} 藤原 修^{†b)}

Numerical and Experimental Evaluation of Dosimetry in the Human Head for Portable Telephones

Jianqing WANG^{†a)} and Osamu FUJIWARA^{†b)}

あらまし 携帯電話の爆発的な普及に伴い、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。これに対し、携帯電話を対象とした人体防護の局所吸収指針や規格が先進諸国において制定される運びとなった。しかしながら、評価尺度として採用されている局所的な電力吸収量 (SAR: Specific Absorption Rate) の評価法が国によって異なり、結果として指針値は国際間で整合していない。一般に、電磁波を浴びたときの人体内 SAR の定量化をドシメトリ (Dosimetry) というが、本論文では、携帯電話の頭部ドシメトリに関する国内外の研究成果を中心として、ドシメトリ評価の現状と問題点を解説し、携帯電話の安全性評価についての筆者らの所見と今後に想定される課題を述べる。

キーワード 生体電磁環境, 携帯電話, 近傍電磁界, ドシメトリ, SAR, 安全性

1. ま え が き

携帯電話はその利便性のゆえに爆発的に普及しており、その勢いはとどまることを知らない。一方、携帯電話使用時には枢要器官の頭部は局所的に強い電磁界にさらされることになり、その安全利用を目的とする局所吸収指針が米国、欧州、日本において相次いで制定された [1] ~ [3]。一般に電波と呼ばれる高周波電磁波の人体影響は、内部組織の温度上昇に起因するものとされ、携帯電話を対象とした上述の局所吸収指針もこれを共通のベースとしている。そのとき、評価尺度としては単位体重当りの吸収電力、すなわち SAR (Specific Absorption Rate) が用いられる。米国においては、1996年に政府レベルの強制規格として連邦通信委員会 (FCC: Federal Communications Commission) が局所 SAR 値の明記を製造者側で義務づけ [4]、欧州では 2000年に局所吸収指針の強制規格化を実施、我が国でも 2001年から規制導入を図るという [5]。しかしながら、これらの指針値は国際間の整合が必ずしもとれておらず、例えば一般公衆に対しては、米国 [1]

は頭部の任意組織 1g 当りの局所 SAR を 1.6 W/kg、欧州勧告 [2] の ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) 及び我が国の指針 [3] では 10g 当り 2 W/kg と定めている。

ドシメトリとは、人体が電磁波を浴びたときに体内に誘導される電流密度や SAR を定量することをいう。携帯電話に対しては、それが発する電波で頭部内に生ずる SAR または SAR を発熱源として誘起される上昇温度がドシメトリの対象となる。一方、人体頭部内の局所 SAR は直接測定が不可能なため、頭部のドシメトリ評価には数値モデルによる計算機シミュレーションかファントム (Phantom) と呼ばれる擬似頭部モデルでの測定に頼らざるをえない。

本論文では、携帯電話の頭部ドシメトリに関する国内外の研究成果を対象として、ドシメトリ評価の現状と問題点を解説し、携帯電話に対する人体安全性についての筆者らの所見と今後の想定課題を述べる。

2. 頭部ドシメトリの計算評価

2.1 計 算 法

計算機の著しい進歩に伴い、複雑な構造を有する頭部でのドシメトリの高精度評価が可能となりつつある。現在、ドシメトリの計算評価に最も多く用いられる手法は FDTD (Finite-Difference Time-Domain)

[†] 名古屋工業大学工学部, 名古屋市

Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,
Nagoya-shi, 466-8555 Japan

a) E-mail: wang@elcom.nitech.ac.jp

b) E-mail: fujiwara@odin.elcom.nitech.ac.jp

法 [6], [7] であり, 計算結果のしんぴょう性, 有用性は FCC や CENELEC (European Committee for Electrotechnical Standardization) においても既に認められている. FDTD 法とは, 電界 E , 磁界 H に関する Maxwell の方程式

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} \quad (1)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \epsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} + \sigma \mathbf{E} \quad (2)$$

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で計算領域内の電磁界を数値的に求める手法をいう. ここで, 式 (1), (2) の μ , ϵ , σ はそれぞれ媒質の透磁率, 誘電率, 導電率である. 空間領域における差分は, 計算対象を 3 次元の微小立方体が直方体 (セル) に分割し, 各セルに電気定数を割り付けて行うので, 人体頭部のような複雑な構造を有する不均質媒質での電磁界計算には特に適している. FDTD 法で得られた頭部内電界強度を E とすれば, これから次式で SAR が計算できる.

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} E^2 \quad (3)$$

ここで, σ は頭部組織の導電率 [S/m], ρ はその組織密度 [kg/m³] である.

2.2 頭部数値モデル

頭部ドシメトリの計算評価には頭部を解剖学的に正確に模擬した数値モデルが必要である. この種の数値モデルは, 当初は解剖図に基づきモデル的に作られたが [8], 最近では人体の MRI (Magnetic Resonance Imaging) または CT (Computed Tomography) の濃淡像データからリアルに製作され, 年を追うごとに組織構造や空間分解能が高精度かつ複雑になっている. しかしながら, MRI や CT 画像の濃淡像は, そのままでは人体組織とは直接対応せず, それゆえに濃淡像から組織像を一意的に求めることはできない. 現時点においては, 濃淡像から解剖学的知識に基づき対応の組織像を手作業で逐次同定し, これによって数値モデルを作成している.

図 1 は, 日本人成人男性の頭部 MRI データから筆者らが製作した頭部数値モデルを示す. MRI データは, 各水平面断面において 256 × 256 ピクセル (約 1 mm 四方) の空間分解能, 9 ビットグレースケールの濃淡分解能を有する. この MRI データをもとに, 各ピクセルを放射線医師の指導のもとで, 17 種類の RGB (Red-Green-Blue) コードのいずれかに指定すること

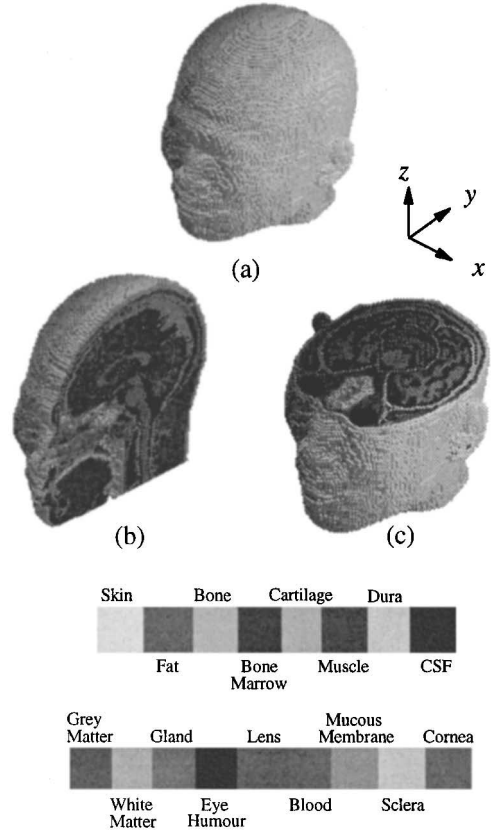


図 1 MRI 頭部数値モデル
Fig. 1 MRI-based head model : (a) appearance, (b) midsagittal vertical cross-section, (c) horizontal cross-section through the eyes.

で 17 種類の組織を同定した. なお, 17 種類の RGB コードは, それぞれ皮膚, 脂肪, 筋肉, 骨, 硬膜, 脳髄液, 灰白質, 白質, 軟骨, 耳下腺, 水晶体, レンズ, 角膜, 鞏膜, 骨髄, 血管, 粘膜の各組織に対応させた. こうして得られた頭部数値モデルは, 1 辺 2 mm の立方体セルを約 53 万個集積して構成されている.

図 2 は, ドシメトリ計算評価に用いられた頭部モデルの空間分解能と構成組織数との関係をまとめて示す. 横軸は空間分解能と計算可能な最大周波数, 縦軸は構成組織数である. なお, 最大周波数は, 空間分解能が組織内最短波長の 1/10 に相当するとして求めた (対象組織は脳髄液とし, その比誘電率と導電率は周波数帯域内での平均値 ($\epsilon_r = 65$, $\sigma = 5.2$) を用いた). 図から, 頭部数値モデルの構成組織数は解析周波数の平方根 (または分解能の逆数の平方根) にほぼ比例して

1 Dimbylow, NRPB, 1994	7 Yale Univ., 1996
2 Fujiwara, NIT, 1994	8 NORMAN, NRPB, 1997
3 Gent Univ., 1995	9 Brooks AFB, 1998
4 Bernardi, Roma Univ., 1996	10 Gandhi, Utah Univ., 1998
5 Gandhi, Utah Univ., 1996	11 Fujiwara, NIT, 1999
6 Kuster, ETH, 1996	

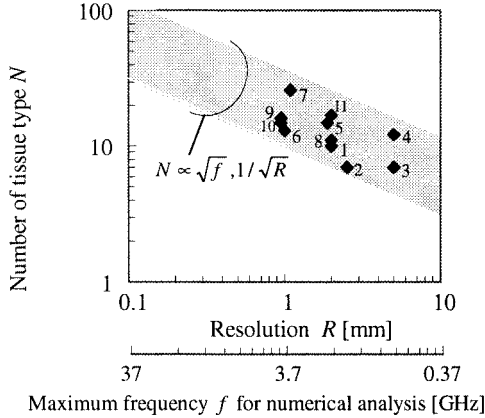


図2 ドシメトリ計算評価に用いられる頭部モデルの分解能と構成組織数との関係
 Fig. 2 Review of head models being used for numerical dosimetry.

増加していること、現時点での頭部組織数は最高で26種類、空間分解能は最小で1mmに達し、解析周波数の上限は4GHzであること、などがわかる。

頭部数値モデルを用いたドシメトリ計算に際しては、各組織に電気定数(誘電率 ϵ と導電率 σ)を与えなければならない。Gabriel [9] は、40種類にも及ぶ人体組織について1MHz~20GHzまでの電気定数を測定しており、そのデータはFCCに推奨され、インターネット上(<http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh>)に公開、携帯電話のドシメトリ計算に広く用いられている。なお、Hurtらは、Gabrielのデータを他の研究者たちのデータと比較した結果、頭部組織に関してはその相違は40%にも達し、SAR計算に際しては電気定数値の採用に注意すべきことを指摘している[10]。

2.3 局所 SAR

携帯電話による頭部内 SAR の数値解析は、1990年代後半から盛んになり、各研究グループ間でほぼ整合した結果が得られている。図3は、筆者らの計算になる眼球中心を通る水平断面内の SAR 空間分布を示す。図から、SAR の最大値は携帯電話機側の頭部表面(耳)上で生じており、そこから遠ざかるに従って

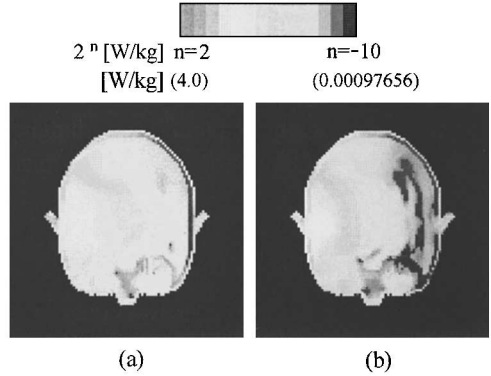


図3 眼球中心を通る頭部水平断面内の携帯電話による SAR 分布: (a) 900 MHz, アンテナ出力 0.6 W, (b) 1.5 GHz, アンテナ出力 0.27 W

Fig. 3 SAR spatial distributions in a horizontal cross-section through the eyes for a portable telephone: (a) 900 MHz, antenna output: 0.6 W, (b) 1.5 GHz, antenna output: 0.27 W.

SAR は減衰し、頭部内部にはホットスポットは形成されないことがわかる。

表1は、携帯電話による頭部内の局所ピーク SAR の代表的な計算結果[11]~[22]をまとめて示す。局所ピーク SAR とは、本来生体内のポイントでの値であるが、その空間分布は上昇温度のそれには必ずしも対応せず、また計算及び測定することも困難である。このために、一般に局所ピーク SAR には、生体内の任意の1gあるいは10g立方体組織における平均 SAR の最大値が採用されている。局所ピーク SAR は、アンテナの種類・出力、アンテナと頭部との位置関係や頭部モデルの構築精度にも依存するため、計算結果も研究者ごとの設定条件でばらついている。また、1g及び10g局所ピーク SAR の平均化手順が標準化されていないため、SAR の組織平均化手法が研究者によっては異なる可能性もある。筆者らの研究[23]によれば、1g局所ピーク SAR 値の不確定性に関しては、組織平均化で最大2.4倍も異なることが明らかとなっている。しかしながら、表1によれば、同一周波数で同じタイプアンテナに対しては、各研究グループ間の局所ピーク SAR の計算結果はほぼ整合しており、そのばらつきも妥当な範囲内に収まっているものといえる。

結局、携帯電話の頭部ドシメトリについては、次のような結論が表1から導ける。

- 局所 SAR を決定づける最大の要因はアンテナの種類である。局所ピーク SAR は、ヘリカルアンテ

表 1 携帯電話機に対する頭部ドシメトリの計算結果
Table 1 Numerical dosimetry results in the human head for portable telephones.

Year	Researchers	Frequency	Head model Number of Tissues / Resolution	Antenna type	Antenna inclination	SAR _{1g} [W/kg]	SAR _{10g} [W/kg]
1994	Dimbylow & Mann	900 MHz	10/2 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	2.17	1.82
1996	Gandhi et al.	900 MHz	15/1.9 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	2.07	-
1996	Watanabe et al.	900 MHz	7/2.5 mm	$\lambda/4$ monopole	60°	2.0	0.9
1996	Okoniewski & Stuchly	915 MHz	26/1.7 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	1.59	1.08
1999	Wang & Fujiwara	900 MHz	6/2.5 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	1.63	0.92
2000	Wang & Fujiwara	900 MHz	17/2 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	1.78	0.96
1998	Tinniswood et al.	835 MHz	15/1.9 mm	$\lambda/4$ monopole	realistic	2.17	-
2000	Bernardi et al.	900 MHz	16/2 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	2.17	1.29
2000	Bernardi et al.	900 MHz	16/2 mm	$\lambda/4$ monopole	60°	2.40	1.29
2000	Wang & Fujiwara	900 MHz	17/2 mm	$\lambda/2$ monopole	0°	0.73	0.46
1996	Watanabe et al.	900 MHz	7/2.5 mm	$\lambda/2$ dipole	60°	0.8	0.5
1998	Tinniswood et al.	835 MHz	15/1.9 mm	$3\lambda/8$ monopole	realistic	1.62	-
2000	Bernardi et al.	900 MHz	16/2 mm	whip	0°	2.30	1.14
2000	Bernardi et al.	900 MHz	16/2 mm	whip	60°	2.31	1.25
1998	Lazzi & Gandhi	835 MHz	15/1.9 mm	helical	realistic	3.90	-
2000	Wang & Fujiwara	900 MHz	15/2 mm	helical	0°	2.10	1.21
2000	Bernardi et al.	900 MHz	16/2 mm	side-PIFA	0°	3.72	1.88
2000	Bernardi et al.	900 MHz	16/2 mm	side-PIFA	60°	3.40	1.99
1996	Watanabe et al.	1.5 GHz	7/2.5 mm	$\lambda/4$ monopole	60°	2.0	0.5
1999	Wang & Fujiwara	1.5 GHz	6/2.5 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	1.06	0.59
2000	Wang & Fujiwara	1.5 GHz	17/2 mm	$\lambda/2$ monopole	0°	0.55	0.34
1999	Wang & Fujiwara	1.5 GHz	7/2.5 mm	back-PIFA	0°	0.51	0.31
1996	Dimbylow & Mann	1.8 GHz	10/2 mm	$\lambda/4$ monopole	0°	0.70	0.48
1998	Tinniswood et al.	1.9 GHz	15/1.9 mm	$\lambda/4$ monopole	realistic	1.45	-
1998	Tinniswood et al.	1.9 GHz	15/1.9 mm	$3\lambda/8$ monopole	realistic	0.57	-

(1) The antenna outputs are 0.6 W at 835 and 900 MHz, 0.27 W at 1.5 GHz and 0.125 W at 1.8 and 1.9 GHz.

(2) The handset of portable telephone is modeled as a metal box or dielectric-covered metal box.

(3) The handset of portable telephone is arranged to be touching the ear.

(4) The whip antenna is constituted of a $5\lambda/8$ monopole with a coil at its base.

ナを使用するときが最も高く、次いで側面装着平板逆 F アンテナ (PIFA : Planar Inverted F Antenna), $\lambda/4$ モノポール, $3\lambda/8 \cdot 5\lambda/8$ モノポール, $\lambda/2$ ダイポール・モノポールアンテナの順に低下し、背面装着 PIFA では最も低くなる。アンテナ種類によって、アンテナ及び筐体上に流れる電流が異なり、この電流の大小及び頭部との距離で局所ピーク SAR が決定される。

- 局所ピーク SAR は周波数の上昇とともに高くなり、結果として局所指針値を満たすためのアンテナ出力は低くなる。
- 現用の携帯電話では欧州・日本の局所指針値 (2 W/kg@10g 平均) を超えることはない。
- $\lambda/4$ モノポールアンテナまたはヘリカルアンテナによる局所ピーク SAR は、米国評価法に対しては指針値 (1.6 W/kg@1g 平均) を超え、欧州・日本の評価法では指針値 (2 W/kg@10g 平均) を満たすので、両者による安全性評価は整合しない。

2.4 上昇温度

同一の携帯電話に対して局所 SAR の評価値が米国と欧州・日本とで異なる場合があり、それゆえに安全性評価に国際的な混乱をまねくおそれがある。こうした状況は、生理学的影響が未解明の局所ピーク SAR を携帯電話の近傍電磁界曝露に対する安全性の評価尺度に採用したことでもたらされたものと筆者らは考える。すなわち、SAR 指針値の生理学根拠は、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 だけであって、局所 SAR には由来なかったのである。現在の近傍界曝露における局所 SAR 指針値は、遠方界曝露に対する局所ピーク SAR 値がその全身平均値の 20 倍を超えないとの仮定に基づいて定められているにすぎない。

ヒトの体温は脳内における体温調節中枢で制御される。無線周波電波の人体影響が体温上昇の熱的作用に基づくものとする限り、局所 SAR の指針値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決定

すべきと筆者らは考えている．この観点から，携帯電話による頭部内 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た [19]．熱平衡状態にある頭部に対して時刻 $t = 0$ で始まる電波が照射されたものとすれば，頭部内温度 T は，

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \nabla^2 T + \rho \text{SAR} - b(T - T_b) \quad (4)$$

という支配方程式を満たす．ここで， C_p は比熱 [J/kg \cdot °C]， K は熱伝導率 [W/m \cdot °C]， b は血流に関する定数（数値が大きいかほど血流量が大）[W/m 3 °C]， T_b は血流の温度 [°C] を表す．また外気との境界条件は，

$$h(T - T_a) = -K \frac{\partial T}{\partial n} \quad (5)$$

で表される．ただし， h は外気への熱伝達率 [W/m 2 °C]， T_a は外気の温度 [°C]， $\partial/\partial n$ は頭部または腔内表面の法線方向への変化を表す．式 (4) と式 (5) を時間と空間とについて差分化することで，頭部内上昇温度が数値的に求められる．すなわち，電波を浴びる前の頭部内温度を T_0 とし，上昇温度は $\Delta T = T - T_0$ によって求めることができる．なお， T_0 は式 (4) で SAR = 0 として求めた定常温度である．

図 4 は，900 MHz $\lambda/4$ モノポールアンテナ携帯電話による頭部内上昇温度の時間推移を耳（携帯電話側）と脳組織とで示す．図から，上昇温度は，携帯電話の使用開始から最初の 6~7 分で急速に増加，十数分で定常に達し，その値は耳で 0.16°C，脳では 0.06°C であることがわかる．また，上昇温度量の 60% に達するのに約 3 分間，90% に達するには 6~7 分間を要することがわかる．図 5 は眼球を通る水平断面における定常状態の上昇温度分布を示す．上昇温度分布は図 3 の局所 SAR のそれに類似し，最大上昇温度は携帯電話側の耳で生じていることがわかる．ただし，SAR と上昇温度のピークとなる場所は異なっており，前者は耳付近の皮膚で生じているのに対し，後者は皮膚表面における空気への熱拡散があるため逆に皮下組織に生じている．

900 MHz と 1.5 GHz において，体温調節機能を有する脳組織での最大上昇温度は，米国指針値（1 g 平均で最大 1.6 W/kg）の局所吸収では 0.06°C，欧州・日本指針値（10 g 平均で最大 2 W/kg）に対しては 0.11°C となり，ヒトの基礎代謝で生ずる深部体温変動 1°C に比べて前者は 1/17，後者では 1/9 となる．このことから，局所ピーク SAR が米国指針値を超えたとして

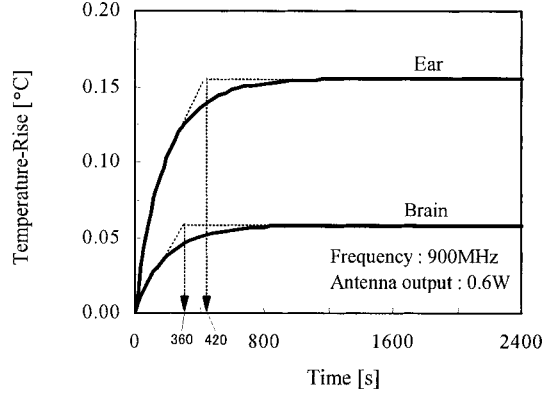


図 4 携帯電話による頭部内上昇温度の時間推移
Fig.4 Short-term temperature-rise in the human head for a portable telephone.

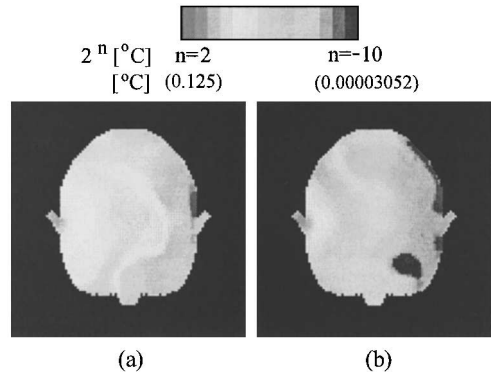


図 5 眼球中心を通る頭部水平断面内の携帯電話による上昇温度分布：(a) 900 MHz，アンテナ出力 0.6 W，(b) 1.5 GHz，アンテナ出力 0.27 W
Fig.5 Temperature-rise distributions in a horizontal cross-section through the eyes for a portable telephone：(a) 900 MHz，antenna output: 0.6 W，(b) 1.5 GHz，antenna output: 0.27 W.

も，欧州・日本の指針値レベル以下であれば，熱的ストレスを受けることはないものと判断できる．

なお，Bernardi らも最近，900 MHz で $\lambda/4$ モノポールアンテナ，ダイポールアンテナ，ホイップアンテナ，側面装着 PIFA の 4 種類のアンテナに対する頭部内上昇温度の計算結果を報告している [21]．彼らの結果によれば，側面装着 PIFA が最大の上昇温度をもたらし， $\lambda/4$ モノポールアンテナで筆者らと同じ垂直配置時の脳組織での最大上昇温度は，1 g 平均で 1.6 W/kg の米国指針値に対しては 0.09°C，10 g 平均で 2 W/kg の欧州・日本指針値では 0.2°C であるとい

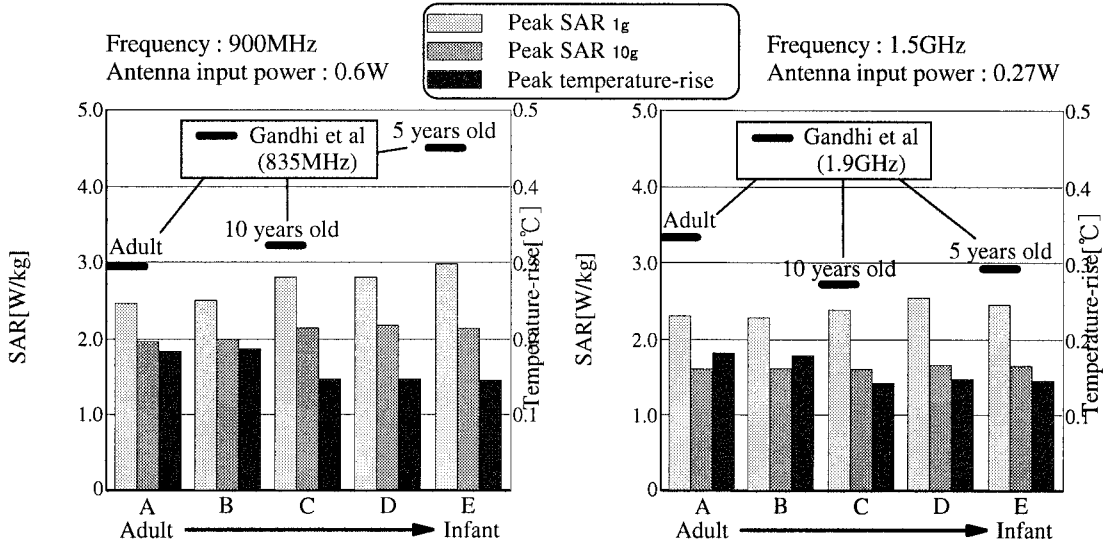


図6 携帯電話による頭部内ピーク SAR とピーク上昇温度の頭部サイズ依存性
 Fig.6 Dependence on head size of localized peak SAR and peak temperature-rise for portable telephone.

う。彼らの結果は、筆者らのそれよりも高めではあるが、両グループでの頭部モデルの寸法形状、構成セルサイズや構成組織数、頭部組織の電気定数、熱定数などの相違と上昇温度を求める大規模な計算過程とを考慮すれば、Bernardiらと筆者らの結果はほぼ整合しているものといえよう。

2.5 小児・幼児に対する頭部ドシメトリ

Gandhiらは、成人頭部の数値モデルを縮小することで作成した10歳児と5歳児に相当する数値モデルに対して頭部ドシメトリの計算評価を行い、携帯電話による近傍電磁界が成人よりも小児のほうが頭部内に深く侵入することで5歳児の1g平均局所ピークSARは成人のそれよりも50%も高くなることを報告している[12]。これに対して、Schoenbornらは、7歳児と3歳児のMRIデータから頭部数値モデルを作成、携帯電話の代わりに0.45λダイポールアンテナを用いたドシメトリ解析の結果、成人、小児モデルと成人縮小モデルのいずれに対してもSARの空間分布は類似しているが、小児頭部での局所SAR値の著しい増加はないとしている[24]。更に、彼らは、こうした結論の相違はGandhiらの計算条件に起因して生じたものと結論づけている。すなわち、Gandhiらの製作になる小児相当の頭部モデルでは、小児の耳が成人よりも薄いため、携帯電話筐体を耳に押しつけたときはアンテナ

が実質的に頭部へ接近し、この結果、局所SAR値が成人頭部の場合よりも著しく増加したのであろうとSchoenbornらは推察したのである。

筆者らは、Gandhiらと同じく成人モデルをベースに小児から幼児までの4種類のサイズの頭部縮小モデルを新たに作成し、携帯電話で生ずる頭部内局所SARと上昇温度とを計算した[25],[26]。ただし、いずれのモデルにおいても耳が携帯電話で押しつぶされたものとして除くことにした。図6は、1g及び10g平均局所ピークSARとピーク上昇温度の頭部サイズ依存性を示す。ただし、図には、835MHz及び1.9GHzの携帯電話による頭部内SARを、成人、10歳児、5歳児相当の数値モデルに対するGandhiらの結果(アンテナ入力電力は、835MHzでは0.6W、1.5GHzでは0.125W)と併せて示している。なお、Gandhiらの計算結果は、アンテナ入力電力、周波数、頭部モデルとも筆者らのそれらとは異なるが、参考のために835MHzでの結果を筆者らの900MHz、1.9GHzのそれを1.5GHzにそれぞれ対応させた。図から、局所ピークSARの頭部サイズ依存性については、1g平均値は900MHzで頭部サイズが小さいほど増加の傾向にあるが、1.5GHzでは一定の傾向はみられないこと、これらの結果はGandhiらのそれに比較的類似していること、10g平均値は頭部サイズが小さいほどわずか

に増加する傾向がみられるものの、サイズの依存性は小さいこと、などがわかる。一方、ピーク上昇温度は、いずれの頭部サイズでも両周波数に対して 0.2°C 以下であり、頭部サイズが小さいほど上昇温度のピークも減少する傾向にあることがわかる。これらの理由は現時点で明らかではないが、少なくとも上述の知見は、局所ピーク SAR が体温上昇に基づく安全性評価の整合した尺度でないことを意味する。なお、局所ピーク SAR はいずれの頭部サイズや周波数に対してもアンテナ側に近い頭部の皮膚組織で生ずるのに対し、上昇温度のピークはいずれも骨部で生じており、この相違で局所ピーク SAR とピーク上昇温度の頭部サイズに対する依存性の傾向が異なったものと筆者らは推察している。

携帯電話に対する人体安全性の評価尺度として、局所ピーク SAR でなく体温調節中枢である視床下部の局所 SAR に注目し、これとその場所における上昇温度との関係を調べたところ、局所ピーク SAR は、900 MHz でも 1.5 GHz でも評価法とは無関係に頭部サイズが小さいほど増加し、上昇温度の頭部サイズ依存性も同じ傾向であることが判明した [25]。このことは、頭部中央部での局所 SAR は深部上昇温度に基づく安全性評価の整合した尺度であることを意味する。なお、視床下部での上昇温度は、成人サイズモデルで 0.003°C 以下、最小の幼児サイズでも 0.05°C 以下であり、体温調節行動を誘発するしきい値 (0.3°C) を大きく下回っていることを付け加えておく。

3. 頭部ドシメトリの実験評価

頭部ドシメトリの実験評価では、ファントムと呼ばれる擬似頭部に対して局所 SAR を測定し、その結果に基づき指針適合性評価を行う。不均質ファントムの製作は困難であるため、頭部形状を忠実に再現しながら、脳などの 1 種類の組織で頭部全体を模擬する均質ファントムが一般に使用される。携帯電話の指針適合性評価に均質ファントムでよいとする根拠は、Hombach ら [27]、Meier ら [28]、及び渡辺ら [13] の論文に基づいている。Hombach らと Meier らは、900 MHz と 1.8 GHz の半波長ダイポールアンテナに対して、13 種類組織からなる詳細モデル、骨と脳組織からなる簡略モデル及び脳組織だけからなる均質モデルの局所 SAR を数値解析し、脳組織だけからなる均質構造は局所 SAR の上限値を与えることを報告している。また、渡辺らは携帯電話機モデルに対して、均質頭部モ

デルと 7 種類組織からなる頭部モデルの局所 SAR を解析し、両者はほぼ一致する結果を報告している。筆者らは、均質モデルと 17 種類組織の詳細モデルから得られた局所 SAR 間の大小関係は、実は携帯電話のアンテナ種類に依存して決まることを数値解析で見出した [22]。すなわち、 $\lambda/4$ モノポールアンテナやヘリカルアンテナを装着する携帯電話に対しては、均質モデルは局所 SAR の上限値を与えるが、 $\lambda/2$ 型アンテナ装着携帯電話では逆に低めの値となるのである。しかしながら、いずれの場合にも均質モデルと詳細モデル間の局所 SAR 値の相違は 20% (2 dB 以内) を超えることがなく、均質ファントムは指針適合性の実験評価に適しているといえる。

さて、頭部均質ファントムには、生理食塩水を基本とする液体ファントムとセラミック材料を主成分とする固体ファントムとがある。液体ファントムを利用した代表的な測定系 [29] ~ [31] を図 7 に示す。ファントムは、強化プラスチックの容器に液体を入れたもので、上面が測定用に開放されている。長さが 4 mm 前後の 3 軸等方性微小ダイポールを電界センサとして測定用ロボットに取り付け、0.02 mm 前後の精度で電界センサを液体ファントム内部で走査して各点の電界強度を測定、これから SAR を算定する。現在、一般に利用可能な微小電界センサの占有サイズが $4\text{ mm} \times 4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ であるため、 0.1 cm^3 以下の空間分解能をもつこととなり、組織の 1 g 及び 10 g での局所平均 SAR の測定を可能としている。この方法は、Balzano ら [29] 及び Schmid ら [30], [31] によって開発され、欧米では既に商品化されている。携帯電話製造業者が米国 FCC へ提出する局所 SAR データは、この種の測定系で得

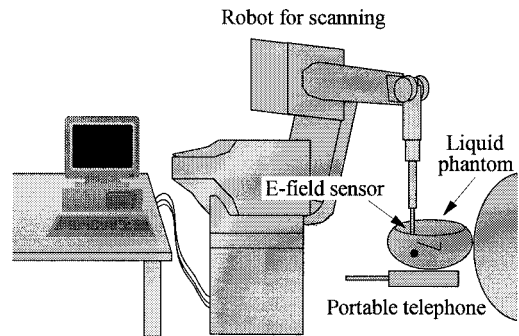


図 7 液体ファントムを利用した SAR 測定系の構成
Fig. 7 SAR measurement system using E-field sensor and liquid phantom.

たものが多いという。

なお、上述の測定系において頭部ファントムの耳の部分は、厚さ数 mm の無損失性突起物で置き換えられているが、この点については Gandhi らから、次のような異論が唱えられている。彼らは、携帯電話による局所ピーク SAR が耳形状に大きく左右されることを主張し、耳と同形状の損失性媒質で模擬した頭部ファントムを有する測定系を開発した [32]。10 種類の携帯電話に対して、前述の測定系を用いた 1 g 平均局所ピーク SAR の測定結果は、15 種類組織からなる MRI 数値モデルで得られた計算結果との相違はわずか 1 dB 以内であると報告している。渡辺らも、この種の問題を検討し、耳の存在が局所 SAR を増大させることを計算と実験とによって示している [33]。しかしながら、耳の標準化は容易でないこともあり、FCC や CENELEC は頭部ファントムとして Schmid らの提案する簡単な無損失性突起物で耳を置き換える方針のようである。

一方、固体ファントムを利用する測定法には、垂澤と野島が提案する方法 [34] が代表的である。この測定法では、頭部モデルの耳の付け根付近に電界センサを固定し、携帯電話の位置を変えて電界強度を測定し、局所 SAR のピーク値を推定する。ファントムが固体であるため、局所 SAR の詳細分布は得られないが、局所 SAR のピーク値を短時間で検出できる特徴がある。また、固体ファントムを利用して、赤外線カメラで温度上昇を測定することで SAR を算出する手法 [35]~[37] もあるが、大電力を必要とするため実機に対して適用することは困難である。

4. む す び

携帯電話の頭部ドシメトリに関する国内外の研究成果を解説した。現時点においては携帯電話に対する頭部ドシメトリは局所ピーク SAR で評価され、その指針値は平均化組織量が異なることで国際間の整合はとれていない。この結果、同一の携帯電話でもアンテナの種類によっては局所ピーク SAR は、米国評価法に対しては指針値 (1.6 W/kg@1 g 平均) を超え、欧州・日本の評価法では指針値 (2 W/kg@10 g 平均) を満たす場合が生じ、両者の安全性評価は完全に分離する。欧州勧告の ICNIRP 指針は米国を除き世界中において採用する気運にあるといわれるが、今後の携帯情報端末や移動通信系の使用周波数の更なる高域化に伴い、電波吸収は皮膚表面に集中することは避けられず、そ

れゆえに現用 10 g 組織平均の局所 SAR 評価法の妥当性が問われることになろう [38]。また、欧州では 2000 年に入って予防原則の考え方が主流となり、最近、英国から 15 歳未満小児の携帯電話の不必要な使用は控えるべきとの勧告がなされた [39]。このことは、低局所 SAR の携帯情報端末の開発や小児・幼児を対象としたドシメトリ評価の高精度化に拍車をかけることになろう。

高域周波数を利用する携帯情報端末は、電力吸収量の全身平均値に対する局所値の比率を著しく増大させるが、そのような状況下ではどのような人体影響が想定されるのか、この場合の適切なドシメトリ評価の尺度とは何か、といった研究が今後に残された課題となる。

文 献

- [1] American National Standards Institute, "Safety levels with respect to exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz," ANSI/IEEE C95.1-1992.
- [2] 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.
- [3] 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, 1997.
- [4] Federal Communications Commission, "Report and Order: Guidelines for evaluating the environmental effects of radiofrequency radiation," FCC 96-326, Washington DC, 1996.
- [5] 郵政省報道発表資料, 携帯電話端末等に対する比吸収率の測定方法の策定, 22 May 2000.
- [6] A. Taflove, Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method, Norwood, MA, Artech House, 1995.
- [7] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 1998.
- [8] 例えば, O. Fujiwara and A. Kato, "Computation of SAR inside eyeball for 1.5-GHz microwave exposure using finite-difference time-domain technique," IE-ICE Trans. Commun., vol.E77-B, no.6, pp.732-737, June 1994.
- [9] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [10] W.D. Hurt, J.M. Ziriax, and P.A. Mason, "Variability in EMF permittivity values: Implications for SAR calculations," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.47, no.3, pp.396-401, March 2000.
- [11] P.J. Dimbylow and S.M. Mann, "SAR calculations

- in an anatomically realistic model of the head for mobile communication transceivers at 900 MHz and 1.8 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol.39, pp.1537–1553, 1994.
- [12] 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. Microwave Theory Tech.*, vol.44, no.10, pp.1884–1896, Oct. 1996.
- [13] S. Watanabe, M. Taki, T. Nojima, and O. Fujiwara, “Characteristics of the SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand-held portable radio,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.44, no.10, pp.1874–1883, Oct. 1996.
- [14] M. Taki, S. Watanabe, and T. Nojima, “FDTD analysis of electromagnetic interaction between portable telephone and human head,” *IEICE Trans. Electron.*, vol.E79-C, no.10, pp.1300–1306, Oct. 1996.
- [15] M. Okoniewski and M.A. Stuchly, “A study of the handset antenna and human body interaction,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.44, no.10, pp.1855–1864, Oct. 1996.
- [16] G. Lazzi and O.P. Gandhi, “On modeling and personal dosimetry of cellular telephone helical antennas with the FDTD code,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol.46, no.4, pp.525–529, April 1998.
- [17] A.D. Tinniswood, C.M. Furse, and O.P. Gandhi, “Computations of SAR distributions for two anatomically based models of the human head using CAD files of commercial telephones and the parallelized FDTD code,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol.46, no.6, pp.829–833, June 1998.
- [18] 王 建青, 藤原 修, “1.5 GHz 携帯電話機内蔵アンテナと人体頭部との相互作用,” *信学論 (B)*, vol.J82-B, no.7, pp.1417–1419, July 1999.
- [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, no.8, pp.1528–1534, Aug. 1999.
- [20] J. Wang and O. Fujiwara, “FDTD analysis of dosimetry in human head model for a helical antenna portable telephone,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E83-B, no.3, pp.549–554, March 2000.
- [21] P. Bernardi, M. Cavagnaro, and S. Pisa, “Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.48, no.7, pp.1118–1125, July 2000.
- [22] J. Wang and O. Fujiwara, “Head tissue heterogeneity required in computational dosimetry for portable telephones,” *IEICE Trans. Commun.*, to be published.
- [23] J. Wang and O. Fujiwara, “Uncertainty of the one-gram averaged spatial peak SAR in human head for portable telephones due to average procedures,” *Trans. IEE Japan*, vol.119-C, no.1, pp.2–8, Jan. 1999.
- [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.
- [25] 藤原 修, 城向剛博, 王 建青, “携帯電話に対する頭部のドシメトリ解析と安全性評価,” *信学論 (B)*, vol.J83-B, no.5, pp.720–725, May 2000.
- [26] 藤原 修, 王 建青, 牛本卓二, 野島俊雄, “携帯電話の電磁界による頭部内のホットスポット形成と SAR の FDTD 解析,” *信学論 (B)*, vol.J83-B, no.1, pp.81–87, Jan. 2000.
- [27] V. Hombach, K. Meier, M. Burkhardt, E. Kuhn, and N. Kuster, “The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 900 MHz,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.44, no.10, pp.1865–1873, Oct. 1996.
- [28] K. Meier, V. Hombach, R. Kastle, R.Y. S. Tay, and N. Kuster, “The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 1800 MHz,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.45, no.11, pp.2058–2062, Nov. 1997.
- [29] Q. Balzano, O. Garay, and T.J. Manning, Jr., “Electromagnetic energy exposure of simulated users of portable cellular telephones,” *IEEE Trans. Veh. Technol.*, vol.44, no.3, pp.390–403, March 1995.
- [30] T. Schmid, O. Egger, and N. Kuster, “Automated E-field scanning system for dosimetric assessments,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.44, pp.105–113, Jan. 1996.
- [31] N. Kuster, R. Kaestle, and T. Schmid, “Dosimetric evaluation of handheld mobile communications equipment with known precision,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E80-B, no.5, pp.645–652, May 1997.
- [32] Q. Yu, O.P. Gandhi, M. Aronsson, and D. Wu, “An automated SAR measurement system for compliance testing of personal wireless devices,” *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol.41, no.3, pp.234–245, Aug. 1999.
- [33] 若柳晴彦, 浜田哲也, 渡辺聡一, 多氣昌生, 白井 宏, 山中幸雄, “高周波曝露時における人体頭部局所 SAR に対する耳翼の影響に関する実験的検討,” *信学技報*, EMCJ98-41, Sept. 1998.
- [34] 垂澤芳明, 野島俊雄, “固形誘電体と電界プローブを用いた局所 SAR 測定法,” 1999 信学ソ大, B-4-32, 1999.
- [35] A.W. Guy and C.-K. Chou, “Specific absorption rates of energy in man models exposed to cellular UHF mobile-antenna fields,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.34, no.6, pp.671–680, June 1986.
- [36] T. Nojima, S. Nishiki, and T. Kobayashi, “An experiment SAR estimation of human head exposed to UHF near field using dry-phantom models and a thermograph,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E77-B, no.6, pp.708–713, June 1994.
- [37] 伊藤公一, 古屋克己, 岡野好伸, 浜田リラ, “マイクロ波帯における生体等価ファントムの開発とその応用,” 信

学論 (B-II), vol.J81-B-II, no.12, pp.1126-1135, Dec. 1998.

- [38] 王 建青, 世古秀明, 藤原 修, “5 GHz 帯携帯情報端末で生ずる頭部内電磁吸収計算を可能とするマルチグリッド FDTD 法の提案,” 2000 信学ソ大, B-4-34, 2000.
- [39] Independent Expert Group on Mobile Phones, “Mobile phones and health,” <http://www.iegmp.org.uk/>, April 2000.

(平成 12 年 9 月 5 日受付, 10 月 19 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, 平 9 名工大・工・助手, 現在, 同電気情報講師。環境電磁工学, 無線通信工学に関する研究に従事。工博。



藤原 修 (正員)

昭 46 名工大・工・電子卒。昭 48 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 名大大学院博士後期課程了。名大工学部助手, 講師を経て, 昭 60 名工大工学部助教授, 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。