

ダイポールアンテナから放射されるマイクロ波による眼球内温度上昇

北 真登[†] 平田 晃正^{†a)} 塩沢 俊之[†]

Temperature Rises in the Human Eye Exposed to EM Waves Emitted from a Dipole Antenna at Various Microwave Frequencies

Masato KITA[†], Akimasa HIRATA^{†a)}, and Toshiyuki SHIOZAWA[†]

あらまし 本論文では、900 MHz、1.5 GHz、1.9 GHzの周波数帯において、半波長ダイポールアンテナから発せられる電磁波による眼球内 SAR 及びそれに伴う温度上昇を計算する。特に、周波数、アンテナと眼球の距離、及びアンテナ配置に対するそれらの変化について検討する。数値解析の結果、眼球とアンテナの距離が 5 cm 程度離れると、各周波数における SAR 値は近くなるものの、減少の様子は一様でないことがわかった。また、アンテナと眼球の間隔が比較的小さい場合、眼球内 SAR 分布は電磁波の遠方界曝露による分布と大きく異なることがわかった。更に、眼球内にホットスポットが生じた場合、レンズ内部に比べてガラス体での温度上昇が大きいこともわかった。

キーワード 近傍界電磁波曝露、眼球、SAR、温度上昇、FDTD 法

1. ま え が き

近年、電磁波が人体に与える影響について大きな関心が寄せられている。そのため、国際機関 ICNIRP [1]をはじめとする世界各国の各種団体が安全基準の制定を行っているが、マイクロ波曝露に対してはその尺度として比吸収率 (SAR) を用いている [1]~[4]。特に、携帯電話のアンテナからの電磁波曝露に対する指針は、頭部の任意組織 1 g あるいは 10 g 当りの局所 SAR で定義されており、それを定量的に評価した報告が多数なされている [5]~[7]。一方、実際に懸念されるものの一つとして、電磁波吸収に伴う体内の温度上昇があげられる。特に、眼球は皮膚による防護及び血流による熱輸送がないため、マイクロ波曝露に対して加熱されやすいという特徴をもつ。また、動物実験において、3~5°C の温度上昇により白内障誘発の可能性が無視できないことも報告されている [8]。このため、眼球が電磁波を浴びた場合の温度上昇を計算した報告がいくつかなされている [9]~[15] が、近年では計算機の急速な進歩に伴い、不均質な人体頭部モデルを用いた厳密

な解析が行われるようになってきている [12]~[15]。高井らは、1.5 GHz の平面波を浴びた場合の眼球内温度上昇を定量的に評価している [12]。また、Bernardi らは無線 LAN の用いられる周波数帯 (6, 18, 30 GHz) において同様の解析を行っている [13]。更に、筆者らは 600 MHz~6.0 GHz の周波数帯において同様の解析を行い、眼球内におけるホットスポットの生成メカニズムに関して定性的かつ定量的に議論を行い、その場合の眼球内 SAR 及び温度上昇の偏波依存性を明らかにしている [15]。つまり、眼球内温度上昇に関する従来の報告では、電磁波の遠方界曝露に対する考察のみが行われてきた。

一方、携帯電話の利便性のため、電車、バスなど公共の場かつ人の密集した場所で携帯電話を用いる人も少なくない。そこで、電磁波を近傍で浴びた場合の SAR 及び温度上昇を議論することは意義深い。ここで、文献 [16] では、900 MHz、1.9 GHz の周波数帯においてダイポールアンテナによる眼球内 SAR を解析しているが、アンテナの方向は鉛直方向に限定されていた。しかしながら、筆者らは周波数帯により偏波による効果は無視できない場合があることを指摘している [15]。そこで本論文では、まず、900 MHz、1.5 GHz、1.9 GHz の周波数帯において、半波長ダイポールアンテナから発せられる電磁波の近傍界曝露に

[†] 大阪大学大学院工学研究科通信工学専攻、吹田市
Department of Communication Engineering, Osaka University, 2-1 Yamadaoka, Suita-shi, 565-0871 Japan
a) E-mail: hirata@comm.eng.osaka-u.ac.jp

よる眼球内 SAR を FDTD 法 [17] を用いて求める．次に，その SAR を熱源として生体熱輸送方程式 [18] を解くことにより眼球内の温度上昇を求める．特に，周波数，アンテナと眼球の距離，及びアンテナの配置が SAR 及び温度上昇に与える影響について検討する．

2. 解析モデルと手法

2.1 解析モデル

解析に用いた人体頭部モデルは，MRI (Magnetic Resonance Imaging) 画像をもとに筆者らが独自に作成したものである [15]．頭部モデルの外観及び内部構造を図 1 に示す．このモデルは，1 辺が 2.0 mm の立方体セルから構成されており，その大きさは 18.8 cm × 22.0 cm × 25.0 cm である．また，このモデルを構成する組織は皮膚，脂肪，筋肉，舌，骨，軟骨，脳白質，脳灰白質，小脳，脳髄膜液，神経，血液，ガラス体，ガラス体液，角膜，強膜，レンズの 17 種類である．

人体組織の物質定数の測定結果は，Gabriel により報告されている [19]．そこで，本論文で用いる物質定数は，その報告で提案されている 4-Cole-Cole 推定法を用いて決定した．ただし，ガラス体液の物質定数はガラス体のものを用いた．

2.2 電磁界計算

頭部モデルとアンテナの位置関係を図 2 に示す．電磁波源としては，半波長ダイポールアンテナを用い，900 MHz，1.5 GHz，1.9 GHz の各周波数において励振する．ここで，きょう波源としてダイポールアンテナを用いる理由は，金属 筐 体上のアンテナを用いた場合，

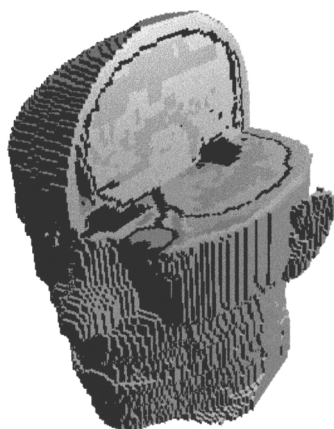


図 1 人体頭部モデル

Fig.1 Three-dimensional view of the human head model.

筐体の寸法により放射特性が変化するため，周波数の変化による近傍界の純粋な影響を議論することが難しいためである（例えば，文献 [20]）．また，出力電力は 1.0 W とする．ここで，SAR は入力電力に比例し，温度上昇もまたほぼ入力電力に比例することが示されている [21] ため，本論文の結果は，良い精度で任意の出力電力に拡張できる．各周波数におけるアンテナ長はそれぞれ 15.8，9.0，7.4 cm であり，アンテナの半径は 0.5 mm とした．これを，給電部が頭部モデルにおける目の中心部の正面にくるように，鉛直 (VP : Vertical Polarization) 及び水平 (HP : Horizontal Polarization) 方向に配置し，眼球からの距離を変化させる．なお，解析手法には FDTD 法を用いる．また，吸収境界条件としては，精度が良く，実装が比較的容易な Berenger の PML (6 層) [22] を用いた．

2.3 SAR 計算

SAR は正弦的に変化する電磁界に対して以下の式で表される．

$$\text{SAR} = \frac{\sigma}{2\rho} |\hat{\mathbf{E}}|^2 \quad (1)$$

ここで， σ ， ρ は，それぞれのセルの媒質の導電率 [S/m]，密度 [kg/m³] を表し， $\hat{\mathbf{E}}$ は電界の最大値である．

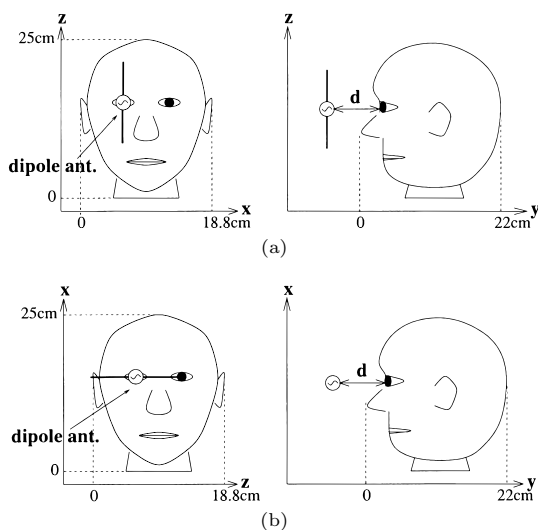


図 2 頭部モデルとアンテナの配置：(a) 縦偏波，(b) 横偏波

Fig.2 Geometry of the problem for exposure to the EM wave of (a) the VP and (b) the HP.

2.4 温度上昇計算

眼球には、血流はほとんど存在せず、また、眼球とそれを取り囲む組織との熱伝達はほぼ無視できることが実験的に報告されている[10]。したがって、温度上昇を計算する際には、眼球は頭部から熱的に孤立した系と考えられる[11]。そこで本論文では、眼球を取り囲む組織の温度を 37°C で一定とし、眼球内 SAR のみを熱源として温度上昇を計算する。

眼球内温度上昇を求める熱輸送方程式は次の式で表される[18]。

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

ここで、眼球組織とそれ以外の組織及び外気との境界における境界条件は、次式で表される。

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

ここで、 n は境界の法線方向を表している。また、式中の u は定常状態からの温度上昇、 C_p は比熱 [$\text{J/kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$]、 K は熱伝導率 [$\text{W/m} \cdot ^{\circ}\text{C}$]、 b は血流に関する定数 [$\text{W/m}^3 \cdot ^{\circ}\text{C}$]、 h は熱伝達率 [$\text{W/m}^2 \cdot ^{\circ}\text{C}$] である。

温度上昇の計算に用いた眼球組織の熱定数を表 1 に示す[10]。ただし、さきに述べたように眼球内では血流がほとんど存在しないため各組織とも $b = 0$ とした。また、熱伝達率としては、 $h_a = 20 \text{ W/m}^2 \cdot ^{\circ}\text{C}$ (対空気)、 $h_b = 65 \text{ W/m}^2 \cdot ^{\circ}\text{C}$ (対人体組織)を用いる[11]。ここで、これらの定数には、涙、まばたきなどの効果が含まれていることに注意しなければならない。また、これらの定数の導出のもととなる実験は、室温 24°C の環境下で行われたため、本論文における外気の温度は 24°C と仮定する。また、眼球内温度分布の初期条件は、式(2)において $\text{SAR} = 0$ とした場合に定常状態に達した温度分布を用いる[14]。このとき、レンズ内の温度は $35 \sim 36^{\circ}\text{C}$ の範囲にあった。

以上の初期条件、境界条件を式(2)に適用することにより眼球内温度上昇を時間的に追跡する。ただし、式(2)、(3)の離散化表示としては、文献[13]、[23]に示されたものを用いる。

表 1 眼球組織の熱定数

Table 1 Thermal parameters of the human tissues.

	K [$\text{W/m} \cdot ^{\circ}\text{C}$]	C_p [$\text{J/kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$]	ρ [kg/m^3]
humour	0.603	3,997	1,000
lens	0.40	3,000	1,050
cornea	0.58	4,178	1,050
sclera	0.58	4,178	1,050

3. 解析結果

3.1 SAR 値の妥当性に関する検討

本論文における数値結果の妥当性を検討するために、900 MHz、1.9 GHz の縦偏波を曝露したときの眼球内平均 SAR 値の計算結果と文献[16]で報告されている値の比較を表 2 に示す。ただし、相対誤差 Δ [%] を次の式で定義した。

$$\Delta = \frac{|\text{SAR}_o - \text{SAR}_D|}{\text{SAR}_o + \text{SAR}_D} \times 200 \quad (4)$$

ここで、 SAR_o 、 SAR_D は、それぞれ、本論文で得られた SAR 値及び文献[16]で得られた値を示す。表 2 より、本論文による計算結果と文献[16]で報告されている値には $10 \sim 30\%$ の差異が生じた。これは頭部モデルの大きさ、考慮した組織数、媒質定数の違いなどによるものと考えられる。しかし、その差異はたかだか 30% 程度の範囲に収まっており、本論文で得られた計算結果は十分許容範囲内に収まるといえる。

3.2 眼球内 SAR 及び温度上昇の周波数、距離特性

ダイポールアンテナを縦方向に配置したときの、眼球平均 SAR の距離特性を図 3 に示す。ただし、(b) は (a) において眼球とアンテナの間隔が 5 cm 以上の場合を拡大したものである。(a) より、眼球とアンテナの間隔が 5 cm 程度離れると、各周波数における SAR 値が近くなることがわかる。しかしながら、900 MHz の曲線はほぼ一様に減少しているのに対し、1.5、1.9 GHz の場合は若干振動しながら減少し、それらは交差していることがわかる(図 3(b) 参照)。これは、 $1.0 \sim 3.5 \text{ GHz}$ 付近の周波数帯において眼球内で定在波が発生することが報告されており[15]、それが大きく寄与

表 2 解析結果の比較：(a) 900 MHz、(b) 1.9 GHz
Table 2 Comparisons between SARs in this paper and those in [16]: (a) 900 MHz, (b) 1.9 GHz.

(a)			
d [cm]	our results [W/kg]	results in [16] [W/kg]	Δ [%]
1.2	6.85	7.76	14.4
3.2	2.66	3.34	22.6
5.0	1.28	1.64	24.6

(b)			
d [cm]	our results [W/kg]	results in [16] [W/kg]	Δ [%]
1.2	17.4	16.5	5.3
3.2	3.03	3.41	11.8
5.0	1.06	1.43	29.2

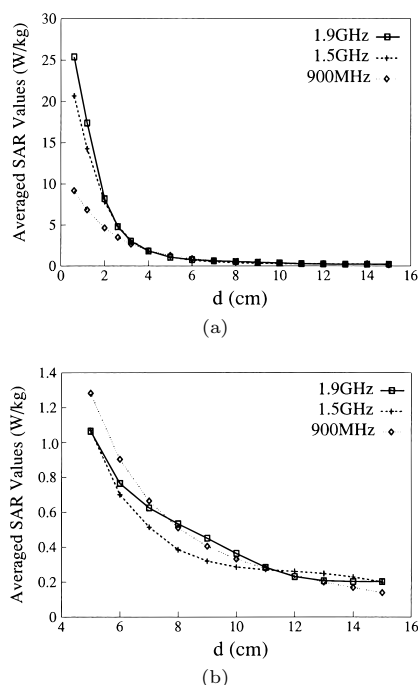


図3 各周波数における眼球内平均 SAR の距離特性 (VP)
(a) $d = 0 - 15$ cm, (b) $d = 5 - 15$ cm

Fig. 3 SARs averaged over the whole eye as a function of the separation between the dipole antenna and the surface of the eye for the VP:
(a) $d = 0 - 15$ cm, (b) $d = 5 - 15$ cm.

しているものと考えられる。一方で、900 MHz の近傍界領域 [24] は 1.5, 1.9 GHz の場合に比べて大きいにもかかわらず、SAR の振動は見られなかった。つまり、この現象における近傍界の影響はあまり大きくないといえる。ここで、眼球とアンテナが近接している場合、各周波数における SAR 値は大きく異なるが、その要因として、媒質定数の周波数依存性、波長の相違、アンテナ電流分布の変化など近傍界の効果などがあげられる。

1.5 GHz の縦偏波を曝露した場合の、眼球中央を通る水平断面における眼球内 SAR 分布及び温度上昇分布をそれぞれ図 4, 図 5 に示す。ここで、温度上昇分布は定常状態に達したものを示している。また、比較のために平面波を曝露したときの分布も示す (図 4, 図 5 (e) 参照)。ただし、入射電力密度は 1.0 mW/cm^2 とした。図 4 より、SAR 分布はアンテナと眼球の距離により、大きく異なることがわかる。これは、アンテナと眼球の距離が比較的近い場合、アンテナから眼

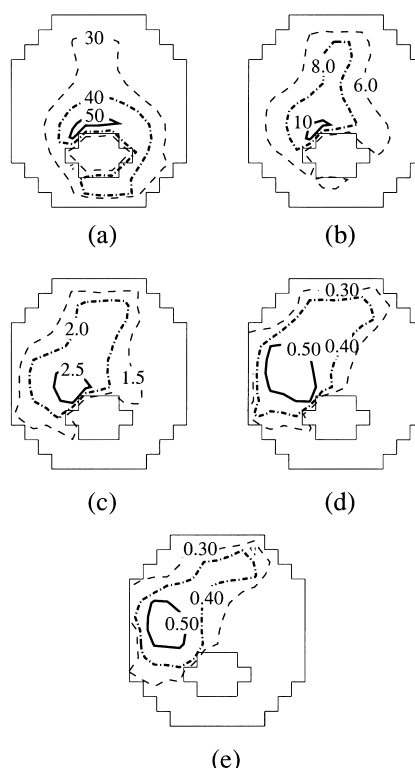


図4 縦偏波, 1.5 GHz の電磁波曝露に対する眼球内 SAR 分布 [W/kg]: $d =$ (a) 1.2 cm, (b) 3.2 cm, (c) 5.0 cm, (d) 15 cm, (e) 平面波曝露

Fig. 4 The SAR distributions in the horizontal cross section for the VP at 1.5 GHz [W/kg]: $d =$ (a) 1.2 cm, (b) 3.2 cm, (c) 5.0 cm, (d) 15 cm, (e) plane-wave exposure.

球表面までの相対的な距離差は場所により大きく異なり、その結果、眼球に入射する電力密度も場所により大きく異なる。つまり、眼球の中央表面付近では入射電力は大きくなり、SAR 値も大きくなる。一方、アンテナ眼球間距離が大きくなるにつれ、眼球に入射する電力密度は場所に依存せずほぼ一様となる。このとき、眼球の大きさと電磁波の眼球中における波長が同程度であるため眼球内部で共振現象つまりホットスポット現象が生じている。つまり、眼球表面よりも内部でより高い SAR 値が見られる。ここで、平面波入射に対するホットスポットの発生は文献 [15], [25] で報告されている。また、アンテナと眼球の距離が近い場合にホットスポットが発生しない理由の一つとして、電磁波の眼球への入射が垂直でないため、電磁波の集束効果 [25], [26] が弱いことも一因として考えられる。同様

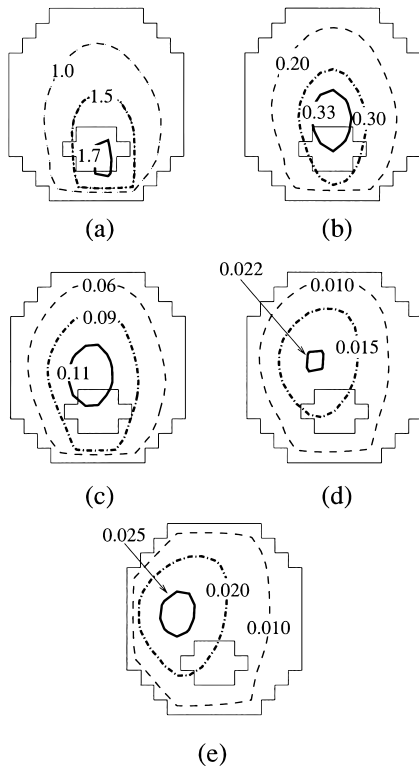


図 5 縦偏波, 1.5 GHz の電磁波曝露に対する眼球内温度上昇分布 [$^{\circ}\text{C}$]: $d =$ (a) 1.2 cm, (b) 3.2 cm, (c) 5.0 cm, (d) 15 cm, (e) 平面波曝露

Fig. 5 The temperature rise distributions in the horizontal cross section for the VP at 1.5 GHz [W/kg]: $d =$ (a) 1.2 cm, (b) 3.2 cm, (c) 5.0 cm, (d) 15 cm, (e) plane-wave exposure.

に, アンテナと眼球が離れた場合には, 眼球内部でより高い温度上昇が見られる. しかしながら, SAR 分布と温度上昇分布は同様ではない. これは, 眼球中に生じた熱は式 (2) に支配され, つまり, 熱拡散に起因するものであるからである. ここで, ホットスポットが形成された場合, レンズ内温度上昇はガラス体に比べて小さく, その影響が大きいことは非常に興味深い.

3.3 眼球内 SAR 及び温度上昇の偏波依存性

図 6 に周波数が 1.5 GHz の場合, 縦偏波及び横偏波曝露に対する眼球平均 SAR の距離特性を示す. 図 6 において, 眼球とアンテナが近接している場合, 縦偏波と横偏波では SAR 値が大きく異なることがわかる. この現象をより詳しく検討するために, 図 7 に眼球とアンテナの間隔が 1.2 cm の場合の, 眼球中央を通

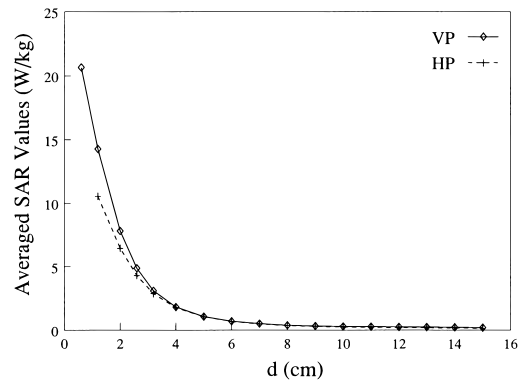


図 6 1.5 GHz における眼球平均 SAR の距離特性
Fig. 6 SARs averaged over the whole eye as a function of the separation between the dipole antenna and the surface of the eye at 1.5 GHz.

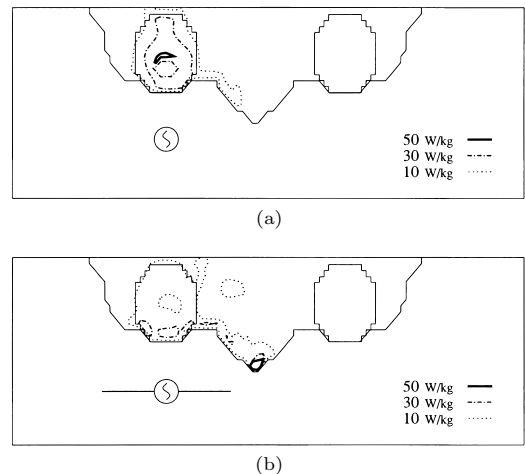


図 7 眼球中央を通る水平面における SAR 分布: (a) VP, (b) HP

Fig. 7 The SAR distribution in the horizontal cross section for (a) the VP and (b) the HP.

る水平断面における SAR 分布を示す. また, 1.5 GHz における眼球平均温度上昇の距離特性を図 8 に示す. 図 7 より, 眼球とアンテナが接近している場合に縦偏波と横偏波の SAR 値が大きく異なるのは, 横偏波の場合には電磁波吸収は主に鼻で起こるためであることがわかる. 更に, 図 8 より, このことが温度上昇にも影響していることがわかる. また, ここでは示さないが, この傾向はその他の周波数においても見られた.

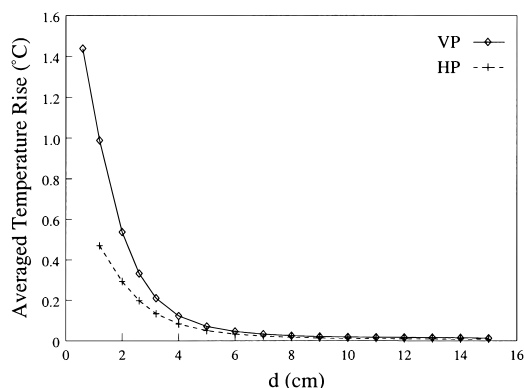


図 8 1.5 GHz おける眼球平均温度上昇の距離特性

Fig. 8 Temperature rises averaged over the whole eye as a function of the separation between the dipole antenna and the surface of the eye at 1.5 GHz.

4. む す び

本論文では、携帯電話が用いられる周波数領域において、半波長ダイポールアンテナから発せられる電磁波の近傍界曝露による眼球内 SAR と温度上昇を求めた。特に、周波数、アンテナと眼球の距離、及び偏波がそれらに与える影響について検討した。その結果、眼球とアンテナの間隔が 5 cm 程度離れると、各周波数における眼球平均 SAR 値は近くなるものの、その減少の様子は一様ではないことがわかった。また、アンテナと眼球の距離が比較的近い場合、電力吸収は眼球中央表面付近で大きくなることがわかった。一方、眼球-アンテナ間の距離がある程度離れると、1.5, 1.9 GHz の周波数では眼球内部でホットスポットが発生することがわかった。これは、文献 [25] でも述べられるように眼球の寸法と眼球内での電磁波の波長が同程度となるためである。このときレンズ内における温度上昇は、ガラス体の温度上昇に比べて小さいことは興味深い。更に、アンテナと眼球が近接している場合、鼻の影響のため、縦偏波と横偏波での温度上昇に大きな差異が生じることがわかった。ここで、得られた温度上昇の安全性については、具体的な人間眼球を用いた実験結果がないため議論することは難しい。ただし、人間の日常での体温変化は、1 度あるいはそれより若干大きい程度であることを付記しておく [28]。

本論文では、遠方界と近傍界曝露による SAR、温度上昇分布の相違を定性的かつ定量的に明らかにするた

めに、ダイポールアンテナを眼球の正面に配置して解析を行ったが、携帯電話の実使用状態では筐体、手の存在のため、アンテナと眼球はそれほど近接しない。また、人体頭部とアンテナが平行な場合を考えたが、眼球に対する平面波曝露に関する報告によれば、正面からの入射が必ずしも最も大きな SAR を生じるとは限らないことが明らかにされている [29]。更に、出力電力を一定として解析を行ったが、人体近傍ではアンテナの入力インピーダンスは変化するため、負荷インピーダンスとの間に不整合が生じ、出力電力は入力電力に比べて小さくなる [30], [31]。

以上のことより、今後の検討課題として以下の二つのことがあげられる。まず、上記のように携帯電話使用者の影響を考慮に入れ、かつ筐体上モノポールアンテナ、ヘリカルアンテナなどのより具体的なアンテナに対して同様の解析を行うこと、そして、頭部の寸法により SAR、温度上昇が異なることが予測されるため（例えば、文献 [32]）、幼児、小児モデルでの計算が必要となる。

謝辞 本研究を行うに際し、有益な御討論を頂いた森田匡氏（大阪大学大学院工学研究科）に厚くお礼申し上げます。

文 献

- [1] ICNIRP Guidelines, "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] 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の防護指針, 1997.
- [3] European Committee for Electrotechnical Standardization (CENELEC) Prestandard ENV 50166, Human exposure to electromagnetic fields. High frequency (10 kHz to 300 GHz), Jan. 1995.
- [4] Federal Communication Commission, ET Docket No.93-62, Effects of Radiofrequency Radiation, prepared by the Federal Communication Commission, Washington, DC, 1996.
- [5] M. A. Stuchly, "Biomedical concerns in wireless communications," Crit. Rev. Biomed. Eng., vol.26, pp.117-151, 1998.
- [6] M. Burkhardt and N. Kuster, "Review of exposure assessment for handheld mobile communications devices and antenna studies for optimized performance," W.R. Stone, ed., Review of Radio Science 1996-1999, chap.34, Oxford Univ. Press, 1999.
- [7] 王 建青, 藤原 修, "携帯電話に対する頭部のドシメトリ評価," 信学論 (B), vol.J84-B, no.1, pp.1-10, Jan. 2001.
- [8] A.W. Guy, J.C. Lin, P.O. Kramar, and A. Emery,

- "Effect of 2450-MHz radiation on the rabbit eye," IEEE Trans. Microwave Theory & Tech., vol.23, no.6, pp.492-498, 1975.
- [9] A. Taflov and M.E. Brodwin, "Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye," IEEE Trans. Microwave Theory & Tech., vol.23, no.11, pp.888-896, Nov. 1975.
- [10] J.J.W. Lagendijk, "A mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment," Phys. Med. Biol., vol.27, pp.1301-1311, 1982.
- [11] J.A. Scott, "A finite element model of heat transport in the human eye," Phys. Med. Biol., vol.33, pp.227-241, 1988.
- [12] 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の比吸収率と上昇温度との定量的関係," 電学論 C, vol.118-C, no.1, pp.2-8, Jan. 1998.
- [13] P. Bernardi, M. Cavagnaro, and S. Pisa, "SAR distribution and temperature increase in an anatomical model of the human eye exposed to the field radiated by the user antenna in a wireless LAN," IEEE Trans. Microwave Theory & Tech., vol.46, no.12, pp.2074-2082, Dec. 1998.
- [14] A. Hirata, G. Usio, and T. Shiozawa, "Calculation of Temperature Rise in the Human Eye Exposed to EM Waves in the ISM Frequency Bands," IEICE Trans. Comm., vol.E83-B, no.3, pp.541-548, 2000.
- [15] 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. Electromagnetic Compat., vol.42, no.4, pp.386-393, 2000.
- [16] P.J. Dimbylow, "FDTD calculation of the SAR for a dipole closely coupled to the head at 900 MHz and 1.9 GHz," Phys. Med. Biol., vol.38, pp.361-368, 1993.
- [17] A. Taflov, Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method, Norwood. Artech House, MA, 1995.
- [18] H.H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperature in resting forearm," J. Appl. Phys., vol.1, pp.93-122, 1948.
- [19] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," Final Technical Report Occupational and Environmental Health Directorate, AL/OE-TR-1996-0037 (Brooks Air Force Base, TX: RFR Division).
- [20] 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, 1998.
- [21] J. Wang, T. Joukou, and O. Fujiwara, "Dependence of antenna output power of temperature rise in human head for portable telephones," Proc. of Asia Pacific Microwave Conference '99, vol.2, pp.481-484, Nov. 1999.
- [22] J.P. Berenger, "A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic wave," J. Comput. Phys., vol.114, pp.185-200, 1994.
- [23] 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.240-247, March 1998.
- [24] J.D. Kraus, Antennas, MacGraw-Hill, New York., 1988.
- [25] 牛尾 剛, 平田晃正, 塩沢俊之, "眼球内におけるホットスポットの生成," 信学論 (B), vol.J82-B, no.8, pp.1605-1607, Aug. 1999.
- [26] H.P. Schwan, "Microwave and RF hazard standard considerations," J. Microwave Power, vol.17, pp.1-9, 1982.
- [27] B. Schwartz and M.R. Feller, "Temperature gradients in the rabbit eye," Invest. Ophthalmol., vol.1, pp.513-521, 1962.
- [28] W.A. Selle, Body Temperature, Springfield, C.C. Thomas, II, 1952.
- [29] 平田晃正, 渡辺弘範, 塩沢俊之, "電磁波による眼球内温度上昇とその不確定性," 2001 信学総大, B-4-80, 2001.
- [30] 渡辺聡一, 多氣昌生, 野島俊雄, "携帯無線機のアンテナ入力インピーダンスに対する人体頭部との相互作用による影響," 信学論 (B-II), vol.J79-B-II, no.9, pp.557-565, Sept. 1996.
- [31] P. Bernardi, M. Cavagnaro, and S. Pisa, Evaluation of the SAR distribution in the human head for cellular phones used in a partially closed environment, IEEE Trans. Electromagnetic Compat., vol.38, pp.357-366, 1996.
- [32] 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ホットスポット形成と SAR の FDTD 解析," 信学論 (B-II), vol.J83-B-II, no.1, pp.81-87, Jan. 2000.

(平成 13 年 6 月 14 日受付, 8 月 10 日再受付)



北 真登

平 13 阪大・工・通信卒。現在, 同大学院博士前期課程在学中。生体電磁気学に関する研究に従事。



平田 晃正 (正員)

平 8 阪大・工・通信卒．平 12 同大大学院博士課程了．平 11～13 日本学術振興会特別研究員．平 12 カナダ・ビクトリア大訪問研究員．平 13 阪大・工・通信助手．生体電磁気学，大電力ミリ波・サブミリ波発振器，導波路解析，計算電磁気学，送配電

線における EMC，EMI 問題などに関する研究に従事．工博．平 10 電気学会優秀論文発表賞，平 12 電気関係学会関西支部連合大会奨励賞，平 13 URSI Commisioin B Young Scientist Award 及びエリクソン・ヤング・サイエンティスト・アワード受賞．IEEE 会員．



塩沢 俊之 (正員)

昭 39 阪大・工・通信卒．昭 44 同大大学院博士課程了．同年阪大・工・通信助手，現在，同教授．電磁理論，相対論的電磁理論とその応用，自由電子レーザ，非線形電磁現象，生体電磁気学などに関する研究に従事．工博．平 7～11 本会英文論文誌(エ

レクトロニクス)編集委員．現在，電気学会電磁界理論技術委員会委員長．第 7 回光導波科学・電磁界理論に関する日中合同会議(OFSET2000)委員長．著書「電磁理論特論」(コロナ社，分担執筆)，「電磁界理論演習」(コロナ社，共著)．IEEE Fellow，電気学会会員．