

ESD ガンの垂直結合板への間接放電に対する
供試機器の耐性試験法に関する研究

藤原研究室 辻 拓朗

No. 21417583 TSUJI Takurou

1. まえがき 近年の半導体技術の飛躍的な進歩に伴う IC の高速・高集積化の結果、高性能かつ高機能化された様々な電子機器が市場に供給されている半面、これらの電子機器の電磁雑音に対する耐性(イミュニティ)の低下が問題となっている。特に、帯電した人体によって引き起こされる静電気放電(ESD: Electrostatic discharge)は、広帯域に及ぶ過渡電磁雑音を含むため、ハイテク機器ほど深刻な誤動作を引き起こす[1]-[3]。

このような背景から、ESD に関する電子機器のイミュニティ試験法が国際電気標準会議(IEC: International Electrotechnical Commission)で既に標準化されている。例えば、IEC 61000-4-2[4]では、帯電人体からの ESD を模擬した静電気試験法が示され、静電気試験器(以降は ESD ガンと呼ぶ)の接触放電での典型的な放電電流波形が規定されている。また、ESD ガンによる供試機器(EUT: equipment under test)への ESD 印加方法についても、ESD ガンから機器へ直接印加する試験方法(直接放電という)と、EUT の近くの金属体へからの放電を模擬するために、EUT に近接した金属結合板に印加する試験方法(間接放電という)が具体的に規定されている。後者の試験方法において、垂直結合板(VCP: Vertical Coupling Plane)については、VCP を EUT に対して 0.1m 離して平行に設置し、VCP のエッジ部中央に ESD ガンを接触させて放電することが要求されている[4]。しかしながら、EUT の各面に対する基準位置が規格に明記されていないために、VCP の設置位置が一意に決まらず、同じ EUT であっても試験実施者や機器配置によって試験結果が異なるといった問題が生じている[5]。この観点から、筆者の所属グループでは先に、IEC 規格の間接的な ESD 試験法で VCP に対する EUT の配置が試験結果にどの程度の影響を及ぼすかを調べるために発生電磁界の測定をおこない、VCP 背面からの放電が EUT の配置に影響されにくい試験法として有効であることを確認したが[6]-[10]、現用の VCP は ESD ガンの放電によって生じる VCP 表面電流が偏ってしまうといった問題があった。そこで、現行の IEC 規格で規定されている正方形型の VCP に代わり、両側にテーパ型金属板を設けた新たな ESD(テーパ型 VCP)に対して、供試機器とした磁界プローブの設置位置を変えた際の ESD ガンの間接放電で生ずる誘導電圧波形を測定し、波形ピークと波形エネルギーの両面から測定位置における空間磁界のばらつきを示した[11]-[13]。また、同試験法における VCP と EUT との電磁界結合機構の解明を目的として、VCP への接触放電に対する VCP 上の表面電流分布の測定をおこなった結果、表面電流は放電点から離れるほど大きく崩れ、放射状に伝播することを示した[14]。さらに VCP 電位測定をおこなった結果、多重放電で生ずる異常波形を観測した[15][16]。

本研究では、紙面の都合上、EUT の配置位置により間接放電試験による発生磁界がばらつくことを明らかにし、テーパ型 VCP で EUT 配置による発生磁界のばらつきを抑制できることを示す。

2. 測定法 図 1 は現行の試験規格に従う卓上機器とした磁界プローブの測定配置図を示す。現行の規格では、VCP は EUT から 0.1m 離れた位置に平行に配置し、VCP の垂直部のエッジ部中央に放電することが記述されている。本節では、上述の規格にしたがい、VCP の中心から 0.1m 離れた位置に遮へい型磁界プローブ(内径: 9.0mm, 自己インダクタンス: $L=13.8\text{nH}$, 以降は磁界プローブ)を設置し、ESD ガンの先端電極を VCP のエッジ部中央に垂直に接触・放電した場合に観測される誘導電圧波形 $v_H(t)$ を、同軸ケーブル(特性インピーダンス $Z_0=50\Omega$)を介した広帯域デジタルオシロスコープ(帯域幅: 12GHz, 標本化周波数: 40GHz)で測定した。このとき、磁界プローブのループ面は机上の水平結合板に対して垂直(Vertical)および水平(Horizontal)方向にした。磁界プローブの供試位置は VCP の中心から 0.1m の位置を標準位置 s とし、ESD ガン側に近づけた配置を位置 n 、遠ざけた場合を位置 f および、標準位置 s の上方の位置 u 、下方の位置 d で測定した。さらに文献[12]で提案されたテーパ型 VCP に対して同様の測定をおこなった。図 2 は筆者の考案になるテーパ型 VCP の概観を示す。図のように、考案の VCP では、現用の正方形型 VCP の両側にテーパ型の金属板を新たに取り付けることで、ESD ガンの放電点から VCP への電流の流入経路とアース点への流出経路をバランスさせた。試験では 10 回以上の単一放電を印加することを規定していることから、各々の場合について 10 回の放電をおこなった。空間磁界のばらつきは、誘導電圧波形のピーク値の絶対値と波形エネルギー量の標準位置に対する相対変化量で評価した。なお、磁界による波形エネルギーは、これらをそれぞれ J_H とすれば、 $Z_0=50\Omega$ 負荷での過渡的な測定波形 $v_H(t)$ から

$$J_H = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{v_H^2(t)}{Z_0} dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|V_H(j\omega)|^2}{Z_0} d\omega \quad (1)$$

と計算できる。ここで $V(j\omega)$ は $v(t)$ のフーリエ変換である。

3. 結果と考察 図 3 は図 2 の配置にした場合の現規格 VCP への間接放電で磁界プローブ面を床に対し水平に配置し、供試位置を変化させたときの誘導電圧波形の測定例を示す。図 3(a)は磁界プローブを水平方向(位置 n, s, f)に位置変更させた場

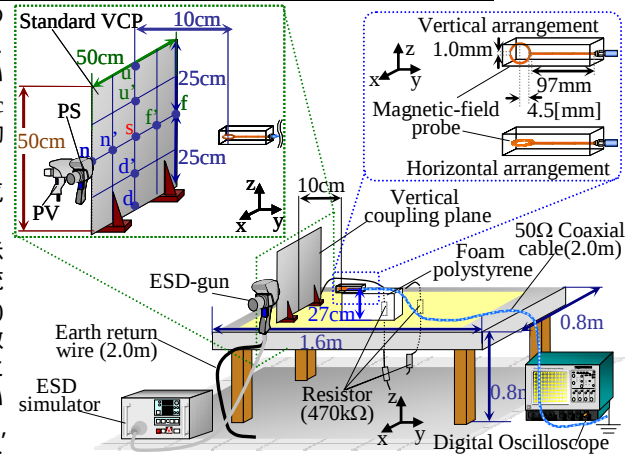


図1 ESDガンのテーパ型VCPへの間接放電に対する測定配置

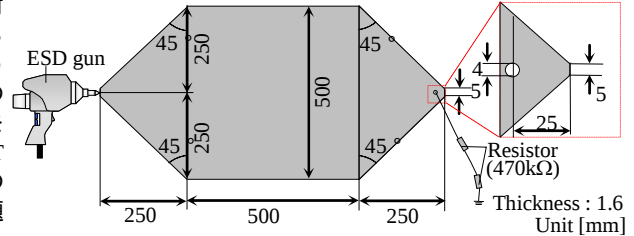


図2 提案するテーパ型垂直結合板(テーパ型VCP)

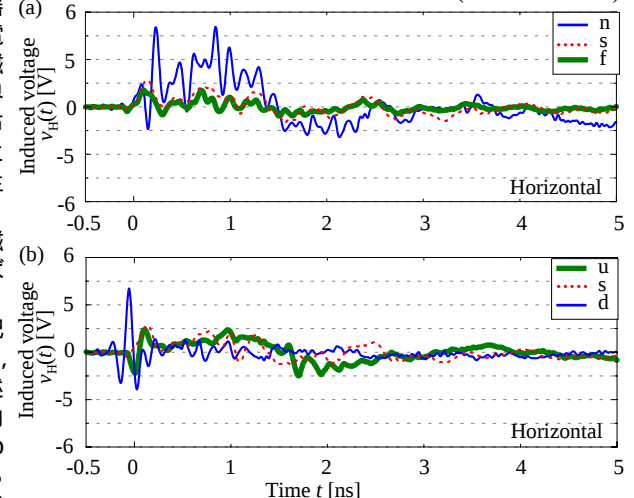
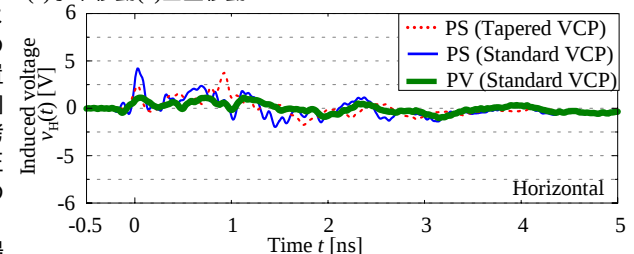
図3 磁界プローブの供試位置を移動した場合の磁界誘導波形
(a)水平移動(b)垂直移動

図4 ESDガンの放電配置とVCPを変えた場合の磁界プローブの誘導電圧波形

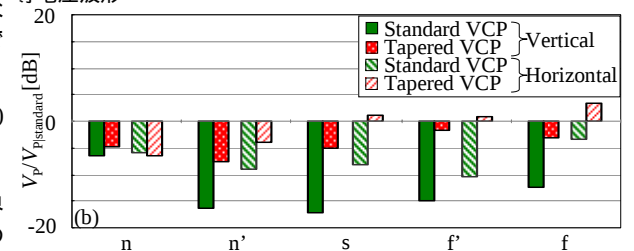


図5 現用VCPでESDガンを標準的な放電配置とした場合を基準とした磁界プローブの誘導電圧波形ピーク

合の磁界誘導波形, 同図(b)は磁界プローブの垂直方向(位置 u, s, d)に位置変更させた場合の誘導電圧波形を示す。図 3(a)(b)から, プローブを水平方向に移動させた場合, ESD ガンに最も近い位置 n で誘導電圧波形は振幅値が最も大きく, 離れるにつれ減少すること, プローブを垂直方向に移動させた場合, ESD ガンに近い位置 s よりも位置 d の方が誘導電圧波形の振幅が大きいこと, などがわかる。

図 4 は磁界プローブのループ面を床に対し水平に配置して位置 s に固定し, 現規格 VCP の垂直部エッジに対し垂直に放電した場合(放電配置 PS)と背面から放電した場合(放電配置 PV), およびテーパ型 VCP に対し放電した場合の磁界誘導波形を示す。図より, 現規格 VCP で放電配置を PS から PV にした場合は波形ピークが 61%程度小さく, 現規格 VCP からテーパ型 VCP にした場合は 14%程度大きくなっていることがわかる。図 5 は磁界プローブを同じ配置にした際の誘導電圧の波形ピーク V_p の大きさを現規格 VCP で放電配置 PS での値 $V_{p|Standard}$ で規格化 (dB 表示) して示す。ただし, 図の縦軸は, いずれも 10 回の測定による結果の平均値から計算して示している。図から, 磁界プローブを水平に移動させた場合, 現規格 VCP で放電配置を PV では測定配置による発生磁界のピークは現規格 VCP で放電配置 PS と比較して -17~-3.5dB 程度であるのに対し, テーパー型 VCP では -7.7~-3.4dB となっており, 試験による発生磁界の大きさの低下が抑えられていることがわかる。

図 6 は磁界プローブの配置を変えた際の誘導電圧の波形ピーク V_p のばらつきを基準位置 s での値 $V_{p|s}$ で規格化 (dB 表示) して示す。図 7 は供試位置を基準位置から変えた際の誘導電圧 $V_H(t)$ から式(1)で計算した波形エネルギー量 J_H のばらつきを基準位置でのエネルギー $J_{H|s}$ で規格化 (dB 表示) して示す。図(a)はそれぞれ磁界プローブを水平(図 2 の位置 n, n', s, f', f)に位置変更させた場合, 図(b)は磁界プローブを垂直(図 2 の位置 d, d', s, u', u)に位置変更させた場合である。ただし, 図 6, 図 7 の縦軸は, いずれも 10 回の測定による結果の平均値から計算して示している。図から, 磁界プローブを水平に移動させた場合, 基準位置の近傍(位置 n', f')では現規格 VCP では配置による発生磁界のばらつきがピークで -5.9~-4.5dB(ばらつき: 1.16 倍), 波形エネルギーで -3.4~-3.2dB(ばらつき: 1.62 倍)程度であるのに対し, テーパー型 VCP ではピークで -2.6~-0.64dB(ばらつき: 0.19 倍)で約 16%, 波形エネルギーで -0.60~-1.7dB(ばらつき: 0.59 倍)で 36%程度にそれぞれ低減していることがわかる。また, プローブを垂直に移動させた場合, 基準位置の近傍(位置 u', d')では現規格 VCP では測定配置による発生磁界のばらつきがピークで -6.1~-1.6dB(ばらつき: 0.71 倍), 波形エネルギーで -3.3~-1.3dB(ばらつき: 0.87 倍)程度であるのに対し, 提案 VCP ではピークで -5.4~-2.6dB(ばらつき: 0.2 倍)で 28%, 波形エネルギーで 0.61~-1.4dB(ばらつき: 0.74 倍)で 85%程度に減少してことがわかる。

図 8 は現規格 VCP とテーパ型 VCP に対して磁界プローブを同じ位置に配置した場合の誘導電圧波形のピーク値と波形エネルギーのばらつきを座標で比較して示す。横軸は現規格 VCP に対するばらつき, 縦軸はテーパ型 VCP に対するばらつきであり, 両軸とも基準位置 s での値 $V_{p|s}$ または $J_{H|s}$ でそれぞれ規格化 (dB 表示) して示す。図(a)は磁界プローブを水平方向(図 2 の位置 n, n', s, f', f)に位置変更させた場合であり, 図(b)は磁界プローブを垂直方向(図 2 の位置 d, d', s, u', u)に位置変更させた場合である。■および□は波形ピーク V_p の結果, ●および○は波形エネルギーの J_H の結果であり, ■および●は磁界プローブのループ面を床に対し垂直に配置した場合, □および○は水平に配置した場合である。また, 直線は現規格 VCP と提案 VCP の基準位置 s からのばらつきが同じであった場合の特性を表す。図から, テーパー型 VCP は現規格 VCP よりも基準位置からの誘導波形のばらつきが, ピーク, 波形エネルギー共に小さいことがわかる。

以上より, テーパー型 VCP を用いて間接放電試験をおこなうことにより供試機器の設置位置における発生磁界のばらつきが低減されとの結論が得られた。

4. まとめ IEC61000-4-2 の ESD 試験において, 現行の IEC 規格の間接放電法で規定されている正方形型の VCP に代わり, 両側にテーパ型金属板を新たに取り付けた VCP で, EUT 配置による発生磁界のばらつきを抑制できることを示した。テーパ型 VCP を用いた, 実際の電子機器への間接放電試験が今後の課題となる。

参考文献

- [1] R. Jobava, D. Pommerenke, D. Karkashadze, P. Shubitidze, R. Zaridze, S. Frei and M. Aidam, IEEE Trans. EMC, vol.42, No.1, pp.54-65, 2001.
- [2] Osamu Fujiwara: IEICE Trans. Commun. vol.E79-B, no.4, pp.483-489, Apr, 1996.
- [3] G P Fotis, I F Gonos and I A Stathopoulos, Measurement Science and Technology, Vol. 17, pp.1292-1298 (2006).
- [4] IEC (International Electrotechnical Commission): "IEC 61000 Ed. 2.0 Part 4-2", 2008.
- [5] 山本典典, 高義礼, 藤原修, 電学論 A, Vol. 130, No.3, pp.253-257, 2010.
- [6] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 電学 A 大, T1-3, Sep, 2009.
- [7] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 信学ソ大, B-4-48, Sep, 2009-9.
- [8] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 信学技報, EMCJ2009-64, Vol.131, No.241, pp.117-122, Oct, 2009.
- [9] T. Tsuji, Y. Taka, O. Fujiwara, and N. Yamamoto: 4th, PPEMC', TH-AM2-3, May, 2010.
- [10] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 電学論 A, Vol. 131, No.2 (掲載決定)
- [11] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 東海連大, L3-4, Aug, 2010.
- [12] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 信学ソ大, B-4-15, Aug, 2010.
- [13] 辻拓朗, 姫野浩志, 高義礼, 藤原修, 信学技報, EMCJ2010-92, Vol.110, No.332, pp.63-67, Dec, 2010.
- [14] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 電学全大, 1094-C1-1-145, Mar, 2010.
- [15] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 電学 A 大, -6, 2010-9.
- [16] 辻拓朗, 高義礼, 藤原修, 山本典典, 電磁環境技術委員会, EMC-10-031, Nov, 2010.

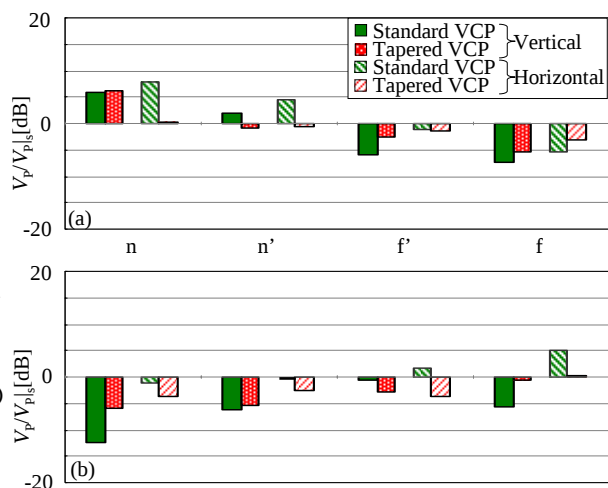


図6 磁界プローブの(a)水平方向と(b)垂直方向の供試位置に対する誘導電圧波形のピーク値のばらつき

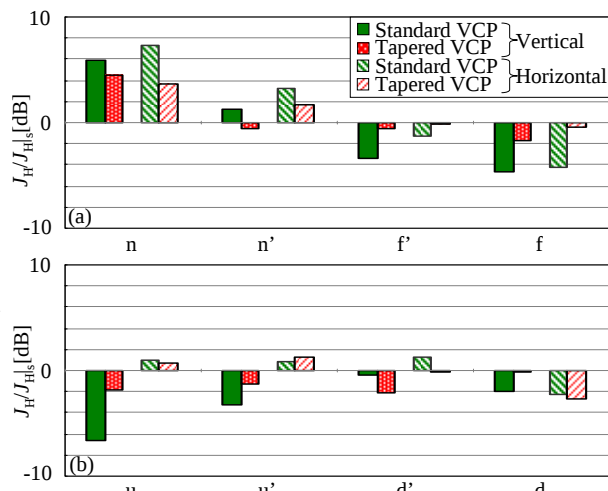


図7 磁界プローブの(a)水平方向と(b)垂直方向の供試位置に対する誘導電圧波形の波形エネルギーのばらつき

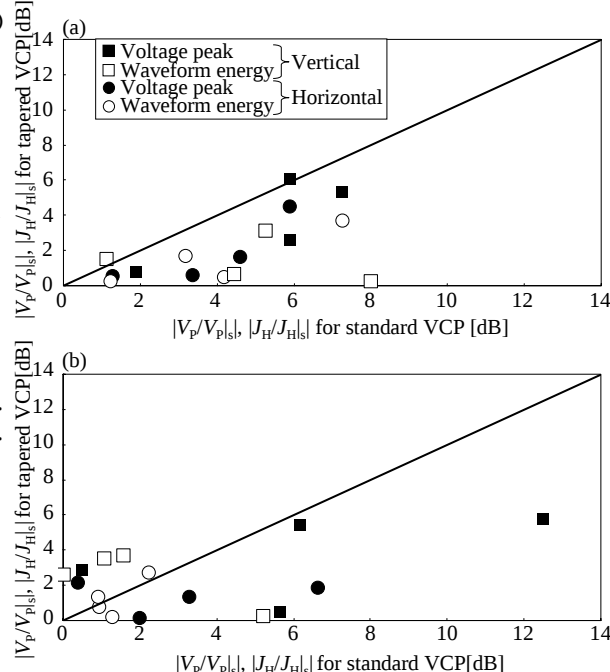


図8 磁界プローブの(a)水平方向と(b)垂直方向の同じ供試位置に対する現用VCPとテーパ型VCPの誘導電圧波形のピーク値と波形エネルギーのばらつき比較

乳幼児の電気定数を考慮した 1GHz 超全身平均 SAR に関する研究

藤原研究室 風間 裕輔

No.21417537 KAZAMA Yusuke

1. まえがき 電波利用の需要が拡大するユビキタス社会の到来で、電波の小児に対する生体影響に関心が高まっている。世界保健機関(World Health Organization: WHO)では子供のドシメトリ評価[1]を最優先課題の一つにあげ、研究の必要性を勧告している。そもそも電波の人体影響は、体内深部の温度上昇で引き起こされ、その熱発生源となる比吸収率(Specific Absorption Rate: SAR[W/kg])の全身平均値で評価され、電波ばく露に対する安全指針は、人体の全身平均 SAR を基礎に世界各国において既に構築・運用されている。例えば、わが国の総務省電波防護指針[2]では、10kHz から 300GHz までの周波数を対象とした基礎指針のなかに全身平均 SAR の閾値を 0.4W/kg と定め、これを超えない電波レベル(電界レベル、磁界レベル、電力密度)を管理環境下に、同レベルに一定の低減率(電磁界レベルは 2.24 倍、電力密度では 5 倍)を設けた一般環境下にそれぞれ適用する管理指針を規定してはいる。しかしながら、人体の全身平均 SAR の実測は困難であるため、精巧な解剖学的人体数値モデルに対して全身平均 SAR の FDTD(Finite-Difference Time-Domain)法による大規模計算が世界中で行われている。筆者の所属グループは、これまでに、情報通信研究機構(National Institute of Information and Communications Technology)の開発になる日本人の成人男女と 7 歳、5 歳、3 歳の小児相当の解剖学的人体数値モデル[3][4]を用いて全身平均 SAR の計算をおこない、2007 年には管理指針下での全身平均 SAR は共振周波数と GHz 帯で極大となり、小児の全身平均 SAR は成人のそれよりも大きいことを示した[5]。2008 年には GHz 帯では子供から成人の体表面積と吸収断面積との間で成り立つ強い相関関係の存在を指摘し、ヒトの身長・体重から全身平均 SAR を計算できる予測式を導出した[6]。一方、2007 年、Dimbylow と Bloch は、9 ヶ月幼児と 4 歳児モデルを対象として、6GHz までの全身平均 SAR を解析しており、2008 年には長岡と渡邊は 3 歳児モデル[4]を高分解能化することにより 10GHz までの全身平均 SAR を計算している[7]。以上の SAR 計算に際しては、子供であっても人体組織の利用し得る電気定数はすべて成人組織のそれが用いられている。子供の組織電気定数は成人とは異なることは容易に推察され、特に組織導電率は概して高く、それ故に全身平均 SAR は成人のそれよりも上昇するのではないかと懸念がある。本研究では、Wang らの提案になる人体電気定数体内総水分量に基づく年齢依存式[8]を用いて、5 歳児、3 歳児、9 ヶ月幼児それぞれの人体組織の電気定数を導出し、全身平均 SAR の FDTD(Finite Difference Time Domain)解析結果を、成人の電気定数を用いた場合との対比で示した[8]。

2. 複素誘電率の年齢依存式 人体組織の複素比誘電率は、自由空間中の誘電率を ϵ_0 、人体組織の比誘電率を ϵ_r 、導電率を σ 、各周波数を ω とすると、

$$\dot{\epsilon}_r = \epsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} = \epsilon_r \left(1 - j \frac{1}{\omega \tau} \right) \quad (1)$$

と与えられる[9]。ここで、緩和時定数 $\tau = \omega \epsilon_0 \epsilon_r / \sigma$ は、年齢に依存しない値であり、各組織において一定値を用いた[9]。人体組織は水分と有機体とで構成され、体内の水分量は年齢に依存するので、式(1)の人体組織の比誘電率 ϵ_r は年齢によって影響される。更に、人体組織の体内総水分量を考慮した比誘電率 ϵ_r は、

$$\epsilon_r = \epsilon_{rw}^{\rho \cdot TBW} \cdot \epsilon_r |_{Adult}^{1 - \rho \cdot TBW} \quad (2)$$

で与えられる[9]。ここで、 $\epsilon_{rw}(=74.3)$ は、37 °C の水の誘電率、 $\epsilon_r |_{Adult}$ は成人の誘電率、TBW は人体組織の体内総水分量(Total Body Water)、 ρ [kg/cm³] は組織密度である。式(2)を式(1)へ代入すれば、年齢 y [Year] の人体組織の体内総水分量に基づく複素比誘電率 $\epsilon_r(y)$ は、年齢 y [Year] の体内総水分量を TBW(y) [ml/kg] とし、

$$\epsilon_r(y) = \epsilon_{rw}^{\frac{\rho \cdot TBW(y) - \rho \cdot TBW |_{Adult}}{10^6 - \rho \cdot TBW |_{Adult}}} \cdot \epsilon_r |_{Adult}^{\frac{10^6 - \rho \cdot TBW(y)}{10^6 - \rho \cdot TBW |_{Adult}}} \left(1 - j \frac{1}{\omega \tau |_{Adult}} \right) \quad (3)$$

から計算できる[9]。ここで、TBW |_{Adult} は成人の体内総水分量、 $\epsilon_r |_{Adult}$ 、 $\tau |_{Adult}$ はそれぞれ成人の誘電率、緩和時定数である。なお、 ρ は年齢に対して一定であるとし、 $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$ とした。

表 1 は 1GHz における体内総水分量を考慮した生体組織電気定数の一例を、5, 3 歳児、9 ヶ月幼児に対して示す。表によれば、比誘電率と導電率は年齢が低いほど同じ割合で共に増大していること、その程度は皮膚では 3% から 8%、筋肉では 1% から 5% であること、などがわかる。

3. 数値モデルと計算方法 式(3)により求めた、乳幼児の電気定数を用いて、

表1 体内総水分量を考慮した生体組織の
電気定数の一例

Age	5year	3year	9month	adult
skin				
ϵ	44.54	45.18	47.30	43.32
σ [s/m]	0.92	0.93	0.97	0.89
muscle				
ϵ	55.66	56.10	57.54	54.81
σ [s/m]	0.99	1.00	1.03	0.98

表2 乳幼児数値モデルの構築組織数と体型寸法

	Japanese model			UF model
Age	5year	3year	9month	9month
Tissue type	51			39
Height [cm]	104.0	88.2	71.5	70
Weight [kg]	17.20	13.00	8.77	8.8
S_M [m ²]	0.98	0.79	0.61	—

Unit: cell

Cell size: 1mm

Japanese model

UF model

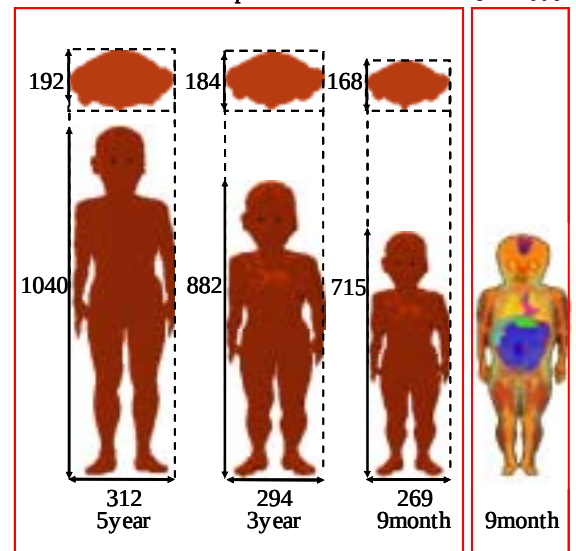


図1 乳幼児数値モデルの外観と体型寸法

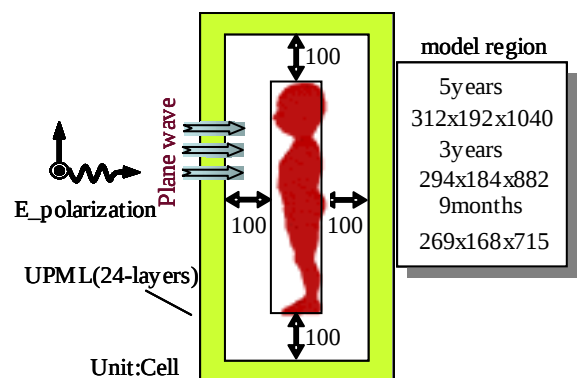


図2 解析空間と計算条件

年齢による電気定数を考慮した全身平均 SAR の FDTD(Finite Difference Time Domain)解析をおこなった。本研究で用いた人体数値モデルは、NICT の開発による日本人男性の 5, 3 歳児モデルと筆者の所属グループで作成した、3 歳児モデルをベースに平均体型になるように等比率で縮減・構築した 9 ヶ月幼児モデルを用いた。ただし、9 ヶ月幼児モデルの内部構造は等比率縮減で崩れている恐れがあるが、特段の修復はしなかった。これらモデルの体型寸法を表 2 に、モデルの外観を図 1 にそれぞれ示す。なお、表 2 と図 1 には Dimbylow と Bloch の 9 ヶ月幼児モデル(UF モデルと呼ばれる)[10]も併せて示す。日本人の乳幼児モデルと UF モデルは、いずれも空間分解能は 1mm であり、身長・体重もほぼ同じ値を示しているが、前者の生体組織数は 51 種類、後者のそれは 39 種類である。本研究では、自由空間中に直立した場合を想定し、遠方界ばく露として電界成分が身長方向に平行な垂直偏波及び水平偏波を正面から照射した場合の 1-6GHz 全身平均 SAR を FDTD 法で解析した。図 2 に計算条件を示す。本計算では、解析領域を二つに分け、内部を全電磁界領域、外部を散乱電磁界領域とし、散乱電磁界領域の外に吸収境界条件としている。なお、解析では吸収境界条件を 24 層の UPML(Uniaxial Perfect Matched Layer)とし、人体表面から吸収境界までの距離は 100 セルとしている。また、各組織の電気定数は文献[11]から引用した。

4. 結果と考察 図 3 は、電力密度 $1\text{mW}/\text{cm}^2$ の乳幼児モデルに対する 1-6GHz 帯全身平均 SAR の周波数依存性を示す。図中の●、▲、■はそれぞれ 9 ヶ月、3 歳児、5 歳児の人体小児モデルで式(3)の年齢依存性を考慮した電気定数を用いた計算結果であり、白抜きは大人の電気定数を用いた場合である。また、参考として図中には Dimbylow と Bloch の UF(University of Florida)モデルに対する計算結果[10]を+で示している。図から、年齢が若くなるにつれて全身平均 SAR が大きくなっていること、成人の電気定数を用いた結果に対して、年齢依存性を考慮した電気定数で計算した全身平均 SAR のほうが小さく、その減少の程度は 5 歳児で 1%、9 ヶ月幼児で 3%と年齢が低くなるほど顕著になること、などがわかる。なお、筆者らの製作になる 9 ヶ月幼児モデルは Dimbylow らのそれとは体型寸法はほぼ同じであるが、組織数と内部構造は大きく異なっているが、図 3 から、成人の電気定数を用いた全身平均 SAR の計算結果は、Dimbylow らのそれよりもやや上回るものの、概ね一致していることがわかる。このことは、GHz 帯全身平均 SAR はモデルの組織数や内部構造にはあまり依存しないことを示唆する。図 4 は、1～3GHz における 5, 3 歳児小児モデル、9 ヶ月幼児モデルの全身平均 $\text{SAR} < \text{SAR} >_{\text{infant}}$ を大人の電気定数を基準とした $\text{SAR} >_{\text{adult}}$ に対する比を示す。図から、年齢依存性を考慮した電気定数に対する全身平均 SAR はどの周波数においてもやはり年齢が低いほど低減すること、例えば、1GHz において 5 歳児の全身平均 SAR は成人の電気定数を用いた場合に対して、年齢を考慮した場合は 1%ほど低下すること、9 ヶ月幼児において 5%ほど低くなること、などがわかる。

4. むすび 電波ばく露の子供に対する全身平均 SAR は、これまで成人組織の電気定数を用いて計算されていたが、子供の電気定数は、成人のそれとは異なるため、電気定数の年齢依存性を考慮した乳幼児に対する全身平均 SAR の FDTD 解析をおこなった。Wang らの提案になる人体電気定数の体内総水分量に基づく年齢依存式を用いた乳幼児モデルに対する超 GHz 帯全身平均 SAR の計算の結果、年齢依存性を考慮した電気定数に対する全身平均 SAR は、成人の電気定数を用いた場合よりも小さく、その減少の程度は 5 歳児で 1%、9 ヶ月幼児では 3%と年齢が低いほど顕著になることがわかった。なお、Wang らの人体組織電気定数の年齢依存式は、体内総水分量の変化に基づいて導出されているが、実際は、組織毎に水分量が異なり、それ故に組織の水分量に基づく組織電気定数の導出とこの場合の全身平均 SAR の計算が今後の課題となる。

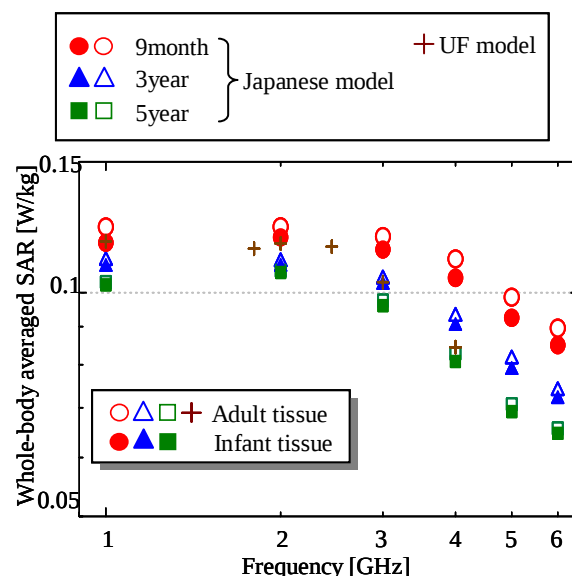


図3 乳幼児数値モデルの全身平均SAR

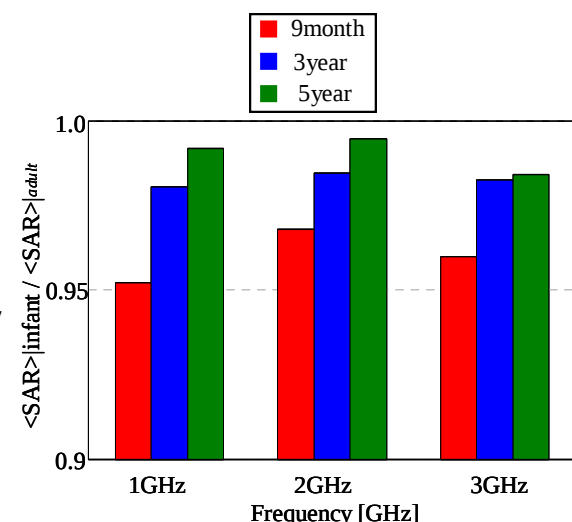


図4 乳幼児の組織電気定数を用いた全身平均SARの成人の組織電気定数を用いた場合に対する比率

参考文献

- [1] WHO: "2006 WHO Research Agenda for Radio Frequency Fields," <http://www.who.int/peh-emf/research/agenda/en/index.html> (accessed on June 19, 2008).
- [2] 郵政省電気通信技術審議会答申、諮問問題 38 号、“電気利用における人体利用における人体の防護指針”，1990。
- [3] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, M. Taki and Y. Yamanaka, Phys. Med. Biol., vol.49, pp.1-15, 2004.
- [4] 長岡智明，広瀬尚三，福田和生，国枝悦夫，王建青，藤原修，渡辺聡一：信学技報，EMCJ2005-26.
- [5] A. Hirata, S. Kodera, J. Wang, O. Fujiwara, Bioelectromagnetics, vol.28, pp.484-487, 2007.
- [6] 長屋義雄，平田晃正，藤原修，長岡智明，渡辺聡一，信学論(B), vol.J91-B, no.2 (2008).
- [7] 長岡智明，渡辺聡一：信学技報，EMCJ2008-21.
- [8] 風間裕輔，三輪紘睦，平田晃正，藤原修，長岡智明，渡辺聡一：信学ソ大, B-4-5, 2009-9.
- [9] J. Wang, O. Fujiwara, S. Watanabe, IEEE Trans. on EMC, vol.48, no.2, pp.408-413, 2006.
- [10] P. Dimbylow and W. Bolch, Phys. Med. Biol., vol. 52, pp.6639-6649, 2007.
- [11] C. Gabriel, Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.

1GHz 超遠方界ばく露の発育体型を考慮した
乳幼児に対する全身平均 SAR の解析的研究

藤原研究室

三輪 紘睦

No.21417630 MIWA Hironobu

1. まえがき コビキタス社会の到来により、携帯端末や無線ランの普及と GHz 帯周波数への移行に伴う広帯域化で子供に対する電波の生体影響に関心が高まっている。世界保健機関(World Health Organization: WHO)では、子供のドシメトリ評価[1]を最優先課題の一つにあげ、この研究の必要性を勧告している。それ故に、子供を含めた人体の全身平均 SAR が超 GHz 帯では喫緊の課題となっている[2]。一方、電波の人体影響は、体内深部の温度上昇で引き起こされ、その熱発生源となる比吸収率(Specific Absorption Rate: SAR[W/kg])の全身平均値で評価され、これをベースとして電波暴露に対する安全指針が世界各国において構築されている。総務省電波防護指針[3]では、10kHz から 300GHz までの周波数を対象とした基礎指針として全身平均 SAR の閾値を 0.4[W/kg]と定め、これを超えない電波レベル(電界レベル、磁界レベル、電力密度)を管理環境下に、同じレベルに一定の低減率(電磁界レベルでは 2.24 倍、電力密度では 5 倍)を設けた一般環境下にそれぞれ適用する管理指針を適用している。しかしながら、人体の全身平均 SAR の実測は困難であるため、精巧な解剖学的人体数値モデルに対して全身平均 SAR の FDTD(Finite-Difference Time-Domain)法による大規模計算が世界中で行われている。筆者の所属グループでは、GHz 帯においては子供から成人までの体表面積と吸収断面積との間には強い相関関係が成り立つことを指摘し、ヒトの身長・体重から全身平均 SAR を推定できる予測式を導出した[4]。2009 年には、幼児モデルの GHz 帯全身平均 SAR の周波数特性を明らかにすると共に、同じ体型を有する楕円体モデルの簡易的な均質モデルに対して全身平均 SAR は 2/3 筋肉組織では過大評価、筋肉組織では conservative 評価になることを示した[5]。しかしながら、簡易モデルによる全身平均 SAR は、個別モデルの評価であり、同じ年齢の幼児に対する conservative レベルを得るには体型毎に異なるすべての簡易モデルについて計算する必要がある。本研究では、幼児の体型に基づく全身平均 SAR の予測式を導出し、Kaup 指数の統計量から 1GHz 超における全身平均 SAR のばらつきと conservative レベルを導出した[6]-[12]。さらに、3 歳児の小児と 9 ヶ月幼児を対象として、これらの楕円体モデルを製作し、数値人体モデルと共に FDTD 法により計算した全身平均 SAR[13]-[20]との対比で示すと共に、乳幼児の全身平均 SAR の年齢依存性を明らかにした。なお、カウプ指数とは、乳幼児の発育評価に対して用いられる指標であるが、成人の場合は BMI(Body Mass Index)と呼ばれ、肥満評価に用いられる。

2. 全身平均 SAR の予測式と簡易モデル 幼児の体型に基づく全身平均 SAR の conservative レベルを求めるために、乳幼児の発育評価を目的として考案されたカウプ指数を用いた体型差に基づく全身平均 SAR の予測式を用いた[7]。入射電力密度 P_i [W/m²]の遠方界曝露に対する人体の体型に基づく全身平均 SAR は、体重 W [kg]、身長 H [cm]、カウプ指数 k として、

$$\langle \text{SAR} \rangle_{\text{Whole body average}} = P_i \times \frac{\mu 10^2}{\kappa^2 W^{\frac{\beta}{2(1-\alpha)-\beta}}} = P_i \times \frac{\mu 10^{1-\alpha}}{\kappa^{1-\alpha} H^{2(1-\alpha)-\beta}} \quad (1)$$

から推定できる[7]($\mu=r \times C \times 10^{-4}$)。ここで、 μ , r はモデル形状に固有な係数である。 C は次元を持つ定数、 α , β は無次元の正の定数で $1-\alpha > \beta/2$ である[7]。 C , α , β は年齢毎の定数であり、これらを纏めて表 1 に示す。式(1)は、体重または身長が同じならば、Kaup 指数が小さいほど全身平均 SAR は大きくなることを示すが、同じ Kaup 指数ならば体重より身長中央値に対して conservative となる[7]。したがって、体型差による全身平均 SAR の conservative レベルは、カウプ指数の 0.5 パーセンタイル値で身長中央値と体重から式(1)によって計算した。0.5 パーセンタイルカウプ指数の体型寸法(身長は中央値)を表 2 に示し、括弧内の数字は 50 パーセンタイル値を参考に示している。

本研究で用いた数値人体モデルとしては、情報通信研究機構(NICT)提供による 3 歳児モデル[21]と、同モデルを平均体型になるように等比率で縮減した 9 ヶ月幼児モデルを用いた。ただし、9 ヶ月幼児モデルの内部構造は等比率縮減で崩れている恐れがあるが、特段の修復はしなかった。また、人体の簡易モデルとして楕円体モデル(Ellipsoid)モデルを用いた。ただし、同モデルは身長、体重および表面積を 0.5 パーセンタイルカウプ指数の体型寸法のそれらに等しくした。これらモデルの外観を図 1 に、モデルの体型寸法を表 3 にそれぞれ示す。また、比較対象として Dimbylow と Bloch の 9 ヶ月幼児モデル(UF モデル)も併せて示す。なお、日本人数値モデル 51 種類の生体組織、楕円体モデルは均質な媒質(筋肉組織)で構成され、空間分解能はいずれも 1mm で構成されているが、6GHz 以上での FDTD 解析を可能とするために、セルを単純分割して人体モデルでは 0.25mm 分解能、楕円体モデルでは 0.5mm とした。本計算では、自由空間中に直立した乳幼児を想定し、遠方界ばく露として電界成分が身長方向に平行な垂直偏波(電力密度: 1mW/cm²)を正面から照射した場合の 1GHz 超全身平均 SAR を FDTD 法で解析した。図 2 に計算条件を示す。本計算では、解析領域を二つに分け、内部を全電磁界領域、外部を散乱電磁界とし、散乱電磁界領域の外に吸収境界条件として、24 層の UPML(Uniaxial Perfect Matched Layer)とした。また、各組織の電気定数は文献[22]から引用した。

図 3(a)は、電力密度 10W/m² の 3 歳児、9 ヶ月幼児モデルと楕円体モデルに対する GHz 帯全身平均 SAR の周波数特性を示す。図中の●、■は日本人幼児モデル、

表1 人体の体表面積計算式のパラメータと数値

Age	C	α	β
0 month	95.68	0.473	0.655
1-5 years	38.89	0.423	0.362
Over 6 years	88.83	0.444	0.663

表2 0.5パーセンタイルカウプ指数に基づく体型寸法

Age	Height [cm]	Weight [kg]	Kaup index
3year	93.1	11.07	12.77(17.2)
9month	71.6	6.79	13.24(15.8)

(): 50percentile

Unit: cell

Cell size: 1mm

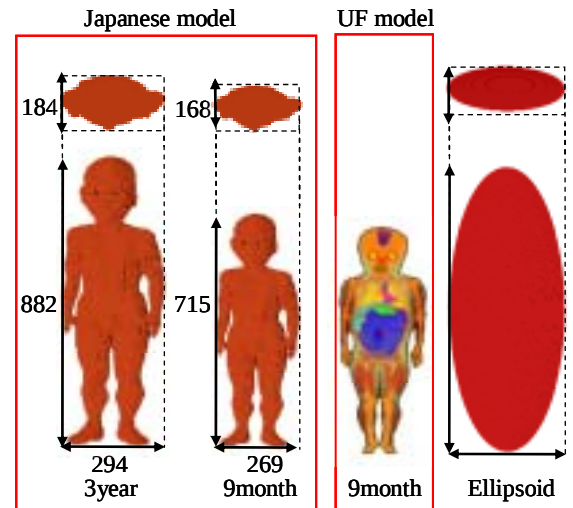


図1 人体数値モデルと楕円体モデル

表3 人体数値モデルと楕円体モデルの体型寸法

	Japanese model		UF model	Ellipsoid	
Age	3year	9month	9month	3year	9month
Height [cm]	88.2	71.5	70	93.1	71.6
Weight [kg]	12.96	8.77	8.8	11.07	6.79
Model Surface Area [m ²]	0.79	0.60	—	0.72	0.51
Kaup index	16.7	17.2	17.9	—	—

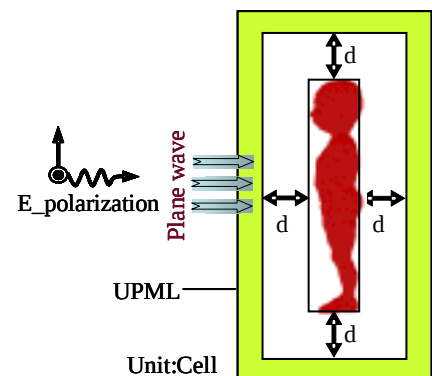


図2 解析空間と計算条件

楕円体モデルの計算結果であり、白抜きは 3 歳児の場合である。更に、実線/点線はそれぞれ予測式により求めた 9 ヶ月幼児、3 歳児に対する全身平均 SAR の conservative レベルであり、細い点線は ICNIRP の一般環境の基本制限(0.08W/kg)である。また、参考として、図中には Dimbylow と Bloch の UF(University of Florida)モデルに対する計算結果を +[23]で示している。図から、3 歳児、9 ヶ月幼児の予測式から求めた全身平均 SAR は、幼児モデルの FDTD 計算結果の過大評価となっているが、同じ年齢の楕円体モデルによる FDTD 計算結果は conservative であることがわかる。なお、筆者の製作による 9 ヶ月幼児モデルは Dimbylow らのそれらとは体型寸法はほぼ同じであるが、構成組織数が異なっているにも拘わらず、図から、全身平均 SAR の結果は概ね一致していることがわかる。このことは、GHz 帯全身平均 SAR はモデルの組織数や内部構造には余り依存しないことを示唆する。

図 3(b)は、全身平均 SAR が 0.08W/kg となる入射電力密度の周波数特性を示す。図中の実線/点線はそれぞれ 9 ヶ月幼児、3 歳児の予測式で全身平均 SAR が 0.08W/kg となる入射電力密度を、細い点線は ICNIRP ガイドラインの参考レベル(公衆ばく露)に適用される電力密度をそれぞれ示す。ICNIRP 基本制限を越えないはずの許容電力密度は、9 ヶ月幼児の予測式では 2GHz 以上の周波数帯で参考レベル(10W/cm²)を 50%下回っていること、同じ年齢の楕円体モデルでは約 40%小さくなっていること、などがわかる。

3. 乳幼児に対する全身平均 SAR の年齢依存性 乳幼児の簡易モデルに対する全身平均 SAR の年齢依存性を人体数値モデルを用いた計算結果との対比で示す。乳幼児の数値モデルとしては NICT 提供による 3 歳児モデル[21]と 3 歳児モデルを平均体型になるように等比率に縮減した乳幼児モデル(9, 6, 3, 1 ヶ月, 出生児)を用いた。これらの簡易モデルとしては楕円体(Ellipsoid)モデルを用いた。ただし、同モデルは身長、体重および表面積を 0.5 パーセンタイルカウプ指数の体型寸法のそれらに等しくした。これらモデルの体型寸法を表 4 にそれぞれ示す。なお、計算条件は前章と同じであるが楕円体モデルは均質媒質(筋肉組織)で構成される。乳幼児の conservative レベルについては式(1)により求めた。また、体型寸法としては、ここでは、カウプ指数の 0.5 パーセンタイル値で身長と体重の中央値から求めた体重の全身平均 SAR を、その年齢の conservative レベルとしたので、表 4 の値を用いた。

表 4 の数値で式(1)から全身平均 SAR を求め、これを乳幼児の簡易モデルと数値モデルの FDTD 計算結果と比較した。図 5 に乳幼児に対する 2GHz 全身平均 SAR の年齢依存性を示す。図中の実線は式(1)による conservative レベルであり、これを FDTD 計算結果と比較して示す。また、参考として図中には Dimbylow の UF(University of Florida)モデルに対する計算結果[23]を + で示す。図から、式(1)の予測式による全身平均 SAR は、乳幼児相当の人体数値モデルによる結果に対して conservative であること、更に楕円体モデルの筋肉組織では予測式による結果と一致していること、などがわかる。

4. むすび 本研究では、幼児の体型に基づく全身平均 SAR の予測式を用いて Kaup 指数の統計量から 1GHz 超における全身平均 SAR の conservative レベルを導出し、3 歳児の小児と 9 ヶ月幼児を対象として、これらの楕円体モデルを製作し、数値人体モデルと共に FDTD 法により計算した全身平均 SAR との対比で conservative レベルを示した。その結果、0.5 パーセンタイルカウプ指数と身長と体重の中央値に基づく予測式による全身平均 SAR の計算値は、不均質な幼小児モデルの FDTD 計算結果よりも過大であるが、楕円体モデルによる FDTD 計算結果は conservative であることがわかった。つぎに、乳幼児の全身平均 SAR の年齢依存性を簡易モデルと人体数値モデルを用いた FDTD 計算結果と予測式を用いた推定値との対比で示した結果、予測式による全身平均 SAR は、筋肉組織を用いた楕円体モデルから求めたそれと概ね一致し、人体数値モデルの結果に対して conservative であることがわかった。複数遠方界同時ばく露の乳幼児に対するドシメトリ解析が今後に残された課題である。参考文献

- [1] WHO: "2006 WHO Research Agenda for Radio Frequency Fields," <http://www.who.int/peh-emf/research/agenda/en/index.html> (accessed on June 19, 2008).
- [2] E Conil, A Hadjem, F Lacroix, M F Wong, J Wiert: "Variability analysis of SAR from 20 MHz to 2.4 GHz for different adult and child models using finite-difference time domain", Phys. Med. Biol. vol.53, pp.1511-1525, 2008.
- [3] 郵政省電気通信技術審議会答申, 諮問 38 号, "電気利用における人体利用における人体の防護指針", 1990.
- [4] 長屋義雄, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学論(B), vol. J91-B, no. 2(2008).
- [5] 平田晃正, 長屋義雄, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 電学論(C), vol. 129, No. 12(2009).
- [6] 三輪統睦, 伊藤亨基, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学総大, B-4-10, 2009-3.
- [7] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学技法, EMCJ2009-32.
- [8] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 電学 A 大, O-23-I, 2009-9.
- [9] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学ソ大, B-4-4, 2009-9.
- [10] 風間裕輔, 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学ソ大, B-4-5, 2009-9.
- [11] 三輪統睦, 風間裕輔, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学技法, EMCJ-2009-86.
- [12] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 電学論(A), vol. 131, No. 2(2011)掲載決定.
- [13] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学総大, B-4-46, 2010-3.
- [14] 伊藤亨基, 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学総大, B-4-47, 2010-3.
- [15] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学技法, EMCJ2010-6.
- [16] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: EMCJ2010-05-27.
- [17] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 東海連大, O-23-I, 2010-9.
- [18] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 電学 A 大, VI-84, 2010-9.
- [19] 三輪統睦, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学ソ大, B-4-8, 2010-9.
- [20] 三輪統睦, 浅山遼太, 平田晃正, 藤原修, 長岡智明, 渡辺聡一: 信学技法, EMCJ2010-86.
- [21] A. Hirata, S. Kodera, J. Wang, O. Fujiwara, Bioelectromagnetics, vol. 28, pp. 484-487, 2007.
- [22] C. Gabriel, Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [23] P. Dimbylow and W. Bolch, Phys. Med. Biol., vol. 52, pp. 6639-6649, 2007.

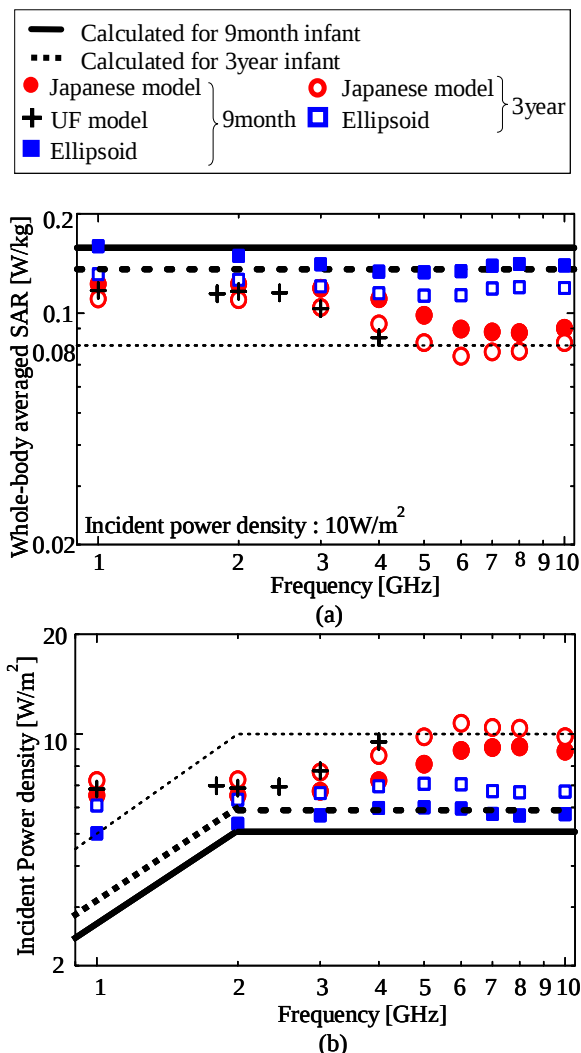


図3 乳幼児に対する(a)全身平均SAR と(b)0.08W/kgになる電力密度の周波数特性

表4 人体数値モデルと楕円体モデルの体型寸法

Age	Japanese model		Ellipsoid 0.5percentileKaupindex	
	Height	Weight	Height	Weight
3year	88.2	12.96	93.1	11.07
9month	71.5	8.77	71.6	6.79
6month	67.8	7.91	67.9	6.07
3month	61.4	6.38	61.7	5.00
1month	54.0	4.25	54.3	3.49
New born	49.0	2.97	49.9	2.48

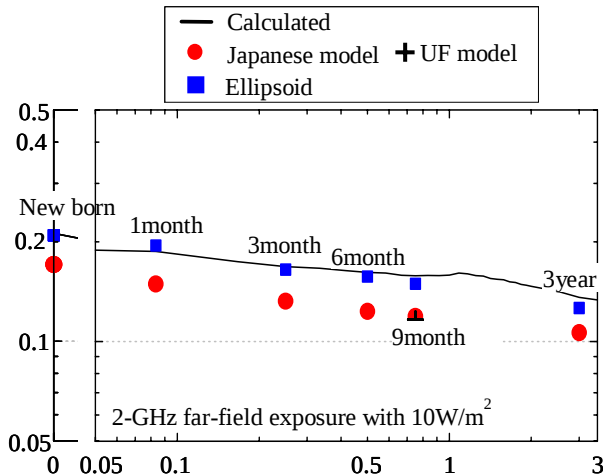


図4 乳幼児に対する全身平均SARの年齢依存性

人体皮膚組織を対象とした 複素比誘電率の *in-vivo* 測定に関する研究

藤原研究室 佐藤 祐介

No21417563 SATO Yusuke

1. まえがき

ユビキタス社会の到来で 1 GHz 超の電波利用が急増し、電波の人体影響に関心が高まっている。一般に、電波の人体安全性評価には熱発生源となる比吸収率(Specific Absorption Rate: SAR[W/kg])の全身平均値や局所平均値が用いられるが、SAR は、実測が困難であるため、解剖学的人体数値モデルに対して FDTD(Finite-Difference Time-Domain)法による計算推定がおこなわれており、それには人体組織の電気定数の情報が必要不可欠で Gabriel らによる電気定数[1][2]が SAR 計算に頻用されている。しかしながら、彼女らのデータは生体組織を切り出した、いわゆる *in-vitro* 測定に基づくもので、生身の人体によるものではない。生身の人体では血流の存在等で電気定数は *in-vitro* 測定で得られる値とは異なるのではないかという疑念がつかまとうものの、人体の特定組織を対象とした *in-vivo* 測定の実施例は極めて少ない[3]-[5]。東らは、発汗作用による電気定数の変化に着目し、ヒトの情緒作用の定量計測を目的として、パルス反射法を用いた人体組織の複素比誘電率の *in-vivo* 測定をおこない、人体各部の電気定数と発汗作用との関係を考察している。このことは Gabriel らの *in-vitro* 測定による死んだ組織の複素比誘電率と生身の人体組織におけるそれらとは異なることを示唆するものである[3]。筆者の所属グループにおいても、*in-vivo* 測定法の確立を目指し、人体組織に対する所望の反射波形だけを切り出せる TDR(Time Domain Reflectometry)法に開放終端同軸プローブを組み合わせた時間領域測定法を提案し、同手法による *in-vivo* 測定の実現可能性を示したが、特定組織の同定測定までは至っていない[4]。一方、ネットワークアナライザと Agilent 社製の開放終端同軸プローブを用いた電気定数測定キットは、各種材料に対する複素比誘電率の *in-vitro* 測定には頻繁に使われており、所属グループも、同測定キットを人体の前腕部へ適用し、皮膚組織を対象とした複素比誘電率の *in-vivo* 測定[5]の実現可能性を示してはきたが、この種の周波数領域測定法は、人体そのものを対象とする *in-vivo* 測定に適用するには、つぎのような問題がある。即ち、同測定法は原理的に半無限体均質材料を前提としているので、人体の特定組織をターゲットして電気定数を測定すると、皮膚やその下にある筋肉・脂肪などの組織も含めた複合組織としての電気定数が測定されてしまうため *in-vivo* 測定で得られる結果には不明の部分が多い。筆者はこれまでに、同電気定数測定キットを用いた人体皮膚組織の *in-vivo* 測定法の確立を目的として、ネットワークアナライザと Agilent プローブで顔・腹部・前腕部の皮膚組織に対する複素比誘電率の測定をおこない、測定結果は顔においては Gabriel の皮膚データ (Gabriel の *in-vitro* データ) とよく一致すること、腹部・前腕部に置いてはいずれも Gabriel データとは異なること、などから *in-vitro* 測定による Gabriel の皮膚データと *in-vivo* 測定による皮膚データとが異なる可能性のあることを示した[6][7][8][9][10][11][12][13][14][15][16]。これは、皮膚組織は表皮と真皮からなり、真皮には毛細血管が張り巡らされていることにより *in-vitro* 測定によるデータは血液の影響を受けると推察できる。本稿では、皮膚組織の表皮に着目し、表皮が他の部位のそれに比べて厚い掌と足の裏の複素比誘電率の 100MHz ~ 40GHz の周波数範囲での測定結果を、Gabriel の皮膚データと対比し、*in-vivo/in-vitro* 測定による複素比誘電率の相違を考察した。

2. 測定法

図 1 は電気定数測定キット (開放終端同軸プローブ) と測定配置図を示す。測定装置は Agilent Technologies, Inc 社製の Network Analyzer N5230A (測定周波数範囲 20MHz~40GHz) と付属の開放終端同軸プローブ 85070D (500MHz~50GHz) (以下、プローブと呼ぶ) を用いて複素比誘電率を 100MHz から 40GHz の周波数範囲でおこなった。測定は、被験者 2 人 (被験者 A、被験者 B と名付ける) の皮膚組織で他の部位に比べて比較的厚い表皮の掌と最も厚い表皮をもつ足裏に対しておこなった。表 2 に文献[16]による掌と足の裏の表皮と真皮の厚みを示す。この種の電気定数測定キットは、サンプルにプローブの開放終端部を押しつけることで入射正弦波に対する複素比誘電率を周波数の関数として直接測定でき、極めて便利であるため誘電率測定には頻用されている[17][18]。なお、測定に際しては、これまでの研究で *in-vivo* 測定結果はプローブの押し当て具合に依存してばらつくことがわかっている[6][19]ので、ここでは測定を一つの部位に対し 9 回おこない、その平均値をその部位の測定値とした。

3. 結果と考察

図 2(a)は掌、腹部(被験者 A, B)における複素比誘電率の実部の周波数特性、同図(b)には虚部の周波数特性、同図(c)には複素比誘電率の Cole-Cole plot を Gabriel による *in-vitro* の皮膚データ[1][2]と、文献[3]による *in-vivo* 測定による掌と足の裏のデータを併せて示す。図から、測定結果の実部・虚部は、掌は被験者 A, B 共にほぼ一致すること、足裏は被験者 A の測定結果は、被験者 B のそれより数 10GHz より低い周波数範囲で高く測定されるが 10GHz を超えるとはほぼ同程度の値であること、Gabriel の皮膚データと比較した場合、掌と足裏の測定結果は、後者の 100MHz ~ 5GHz の周波数範囲を除けば、両者共に低めに測定されていること、さらに文献[3]の結果と比較をおこなった場合、筆者の掌と足裏の結果は実部・虚部共に傾向は類似しているものの、両者とも低く測定されていること、などがわかる。図 3(a)(b)はそれぞれ掌・足裏(被験者 A, B)における複素比誘電率測定結果の Gabriel データに対する低下率(相対誤差)の実部と虚部を示す。図から、実部は 100MHz ~ 10GHz まで低下率は周波数と共に緩やかに上昇し 10GHz あたりでピークに達すること、結局、低下率は、掌では最大 87%、最小 20%であること、足裏では被験者 A の場合が大きくなって最大 100%、最小 40%であること、などがわかる。掌の結果が良く一致するのに対し、足裏の結果が一致しなかった理由として、足裏は発汗量が多くその影響を受けて被験者 A の結果は実部・虚部ともに B の結果よりも高く測定されたと考える。

一般に皮膚の構造は、表皮と真皮層からなり、表皮は細胞間液が充満しているが、真皮は毛細血管が張りめぐらされたコラーゲン繊維からなる。これまでの研究から、ネットワークアナライザと Agilent 社製のプローブを用いた複素比誘電率測定における測定対象の厚みは、テフロン (無損失媒質) の場合は、100MHz ~ 10GHz の周波数範囲で約

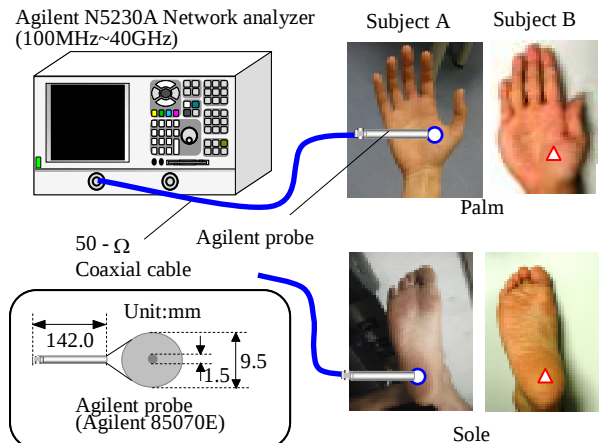


図1 開放終端同軸プローブと被験者に対する測定配置図

表1 掌、足裏の表皮と真皮の厚み(μm)

	Palm	Sole
Epidermis	500~650	940~1377
Dermis	-	1263~1805

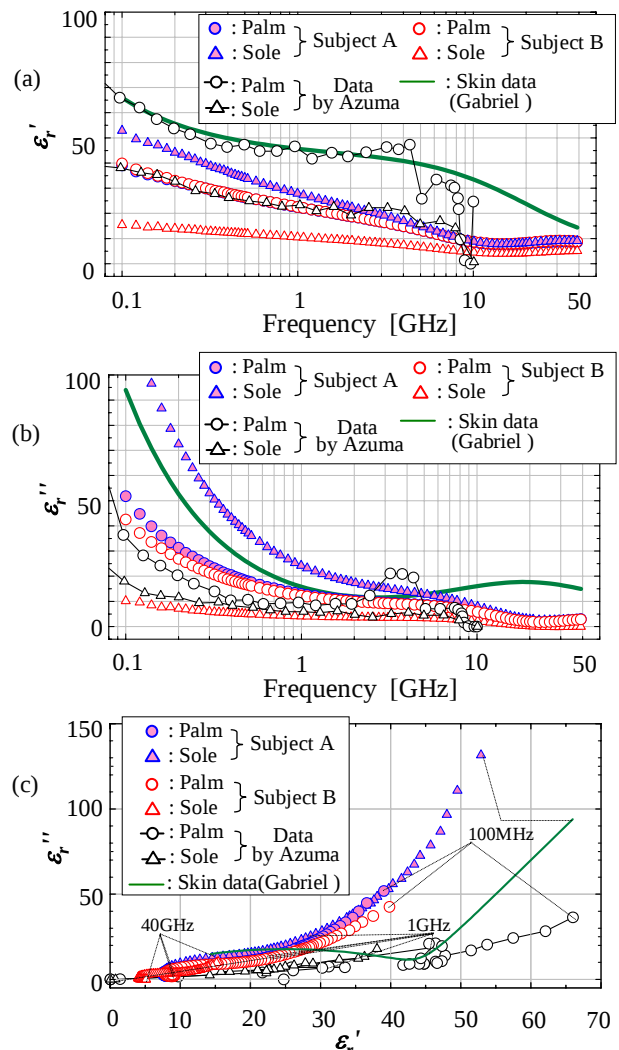


図2 掌と足裏(被験者A,B)における複素比誘電率の周波数特性の(a)実部、(b)虚部、(c)Cole-Cole plot

1.0mmの厚みがあれば下面の影響はないことがわかっている[11]．それ故に本稿で得られた掌(表皮の厚みが約 0.5mm)の結果は，表皮組織と真皮組織すなわち，表皮と毛細血管の血液からなる複合的な複素比誘電率であると考えることができ，足裏(表皮の厚みが1.0mm)の結果は表皮の複素比誘電率であると推定できる．掌の結果は真皮層の毛細結果からの血液の影響を受け，足裏の結果よりも実部・虚部共に高く測定されたと推察できる．また，Gabriel データが本稿の測定結果よりも実部・虚部共に高くなることについては，つぎのように推察する．Gabriel の皮膚データは，皮膚組織を剥がした状態で測定され，血液成分の影響を受けて測定された可能性がある．このことの検証のために，本稿で得た表皮(足裏)と血液の複合誘電体としての複素比誘電率を Lichtnecker 指数則[20]から推定し，Gabriel データと比較した．一般に複素比誘電率は，式(1)で表される．

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_r' - \varepsilon_r'' = \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} = \left| \varepsilon_r^* \right| \exp(-j\phi) = \varepsilon_r (1 - j \frac{1}{\omega \tau}) \quad (1)$$

ここで， ε_r は比誘電率， ε_0 は真空の誘電率， σ は導電率， $\tau (= \varepsilon_0 / \varepsilon_r \omega \sigma)$ は緩和時定数を表す．いま， n 種類の異なった分散媒質において， k 番目の媒質の複素比誘電率と体積をそれぞれ $\varepsilon_{rk} (= |\varepsilon_{rk}| e^{j\phi_k})$ ， V_k とすると，これらを一様に混合した場合の等価的な複素比誘電率 $\varepsilon_r^* (= |\varepsilon_r^*| e^{j\phi})$ は，Lichtnecker 指数則によれば，

$$\varepsilon_r^* = \prod_{k=1}^n \left| \varepsilon_{rk} \right|^{V_k / (V_1 + V_2 + \dots + V_n)} \quad (2)$$

$$\phi = \sum_{k=1}^n \frac{V_k}{V_1 + V_2 + \dots + V_n} \times \phi_k \quad (3)$$

で与えられる．なお本稿では混合する組織数が表皮(足裏)の電気定数と血液の 2 種類であるため， $n=2$ とする．混合する比率については，5:5，8:2，2:8，の割合とした．

図 3 に Gabriel による血液の複素比誘電率と足裏の結果と併せて示す．図(a)(b)から，Lichtenecker 指数則より算出した複素比誘電率は，表皮データと血液の割合が 2:8 の場合は計算結果の実部・虚部共に Gabriel による皮膚データと概ね一致していること，混合率が 5:5，8:2 の場合の計算結果の実部・虚部共に Gabriel による皮膚データよりも推定結果は低く計算されること，などがわかる．図(c)の Cole-Cole plot から，推定結果は，表皮と血液の混合率が 2:8 の場合，低い周波数において若干異なるものの周波数が高くなるにつれて分散特性はよく一致していることがわかる．このことから Gabriel の皮膚組織の電気定数は，皮膚組織と血液の混合体となっており，血液の影響を受けて複素比誘電率が高く測定されている可能性があると推察できる．

4.むすび ネットワークアナライザと Agilent 社製の開放終端同軸プローブを用いて，掌と足裏の複素比誘電率の測定した結果，いずれの場合も Gabriel データよりも低く測定されたこと，掌は，表皮と血液の影響を受けた結果であること，足裏は表皮の複素比誘電率であること，などがわかった．Lichtenecker 指数則を用いて表皮と血液の複合誘電体としての電気定数を計算したところ，結果は Gabriel の皮膚データに類似したことから，Gabriel データは皮膚組織と血液を含んだ状態で測定されている可能性があると推察できる．今後の課題は，様々な被験者の足裏を測定し，表皮組織の *in-vivo* 電気定数を同定することである．

参考文献

- [1] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel, Phys. Med. Biol., vol.41, pp.2251-2269 (1996).
- [2] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel, Phys. Med. Biol.2. vol.41, pp.2251-2269 (1996).
- [3] 東 恒人, 石原浩志, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J72-C-I, No.8, pp.841-849 (1989)
- [4] 古山和典, 王建青, 藤原修, 電学論 A, Vol.130 No12 (2010-12)
- [5] 児玉浩基, 王建青, 藤原修, 信学技報, EMCJ2004-102, pp.1-5 (2004-12)
- [6] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 信学技報, EMCJ2009-33, pp.63-68 (2009-6)
- [7] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 電気学会, 全国大会 2010-9
- [8] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 信学技報, EMCJ2009-33, pp.35-38 (2009-4)
- [9] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-4-14, (2009-9)
- [10] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 信学技報, vol. 109, no. 241 EMCJ (2009-10)
- [11] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 電気学会, 全国大会, B-4-4, (2010-3)
- [12] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 電子情報通信学会総合大会, B-4-56, (2010-3)
- [13] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 信学技報, vol. 110, no. 17, EMCJ2010-4
- [14] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 年電気学会 A 部門大会, (VI-7), (2010-9)
- [15] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, 信学技報, vol. 110, no. 332, EMCJ (2010-11)
- [16] 佐藤祐介, 平田晃正, 藤原修, EMC-10-029 ~ 038, 電気学会研究会資料, pp13 ~ pp18(2010-11)
- [17] W. S. Snyder et.al, Report of the Task Group on Reference Man, pp.49-51 (1974-10)
- [18] 渡邊浩太, 高義礼, 藤原修, 電学論 A, Vol. 129, No. 5, pp.352-356 (2009-5)
- [19] 武田明, 高田和之, 佐藤祐介, 藤原修, 電気学会研究会(2010.6)
- [20] K Lichtenecker, "Die Dielectlizitatskonstante natuerlicher und kunstlicher mischkorper", physikalischer Zeitschrift, Vol.46, no.6, pp.1617-1629, 2001

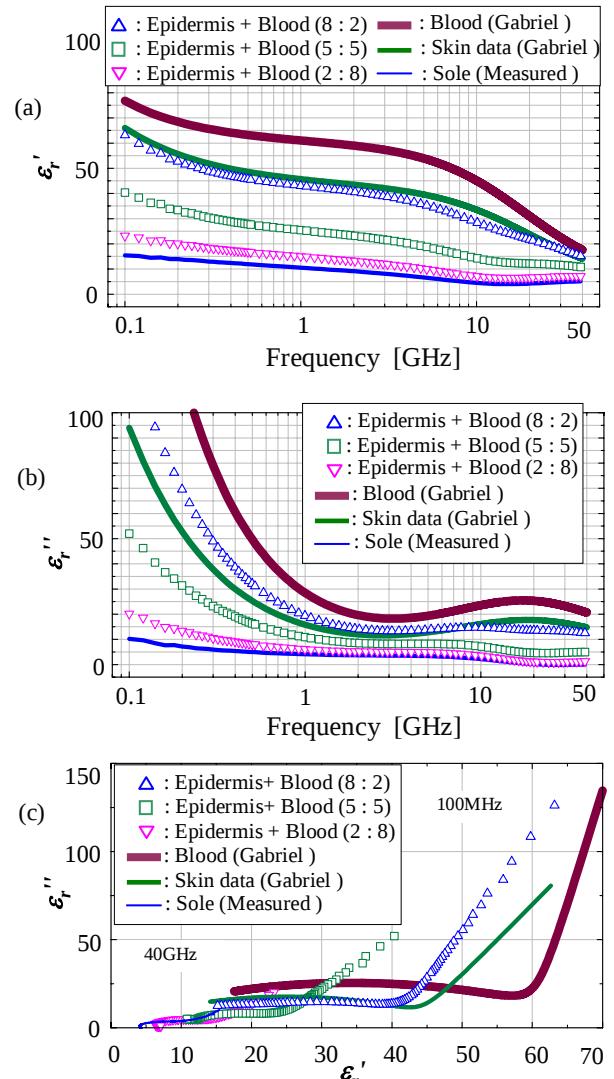


図4 Lichtnecker指数則より算出した複合誘電体(表皮と血液)における複素比誘電率,(a)周波数特性の実部, (b)周波数特性の虚部, (c) Cole-Cole plot

1 - 12 GHz ダイポールアンテナによる
局所 SAR と頭部内温度上昇の相関性

藤原・平田研究室 金井 侑也

No.21417542 KANAI Yuya

1. まえがき マイクロ波ばく露による人体への影響は、主に電力吸収により生ずる加熱作用とされ、その評価量として単位質量あたりの電力吸収量、即ち SAR (Specific Absorption Rate [W/kg]: 比吸収率) が用いられている。電波防護指針^[1]は、平成 9 年に局所吸収指針が追加され、100 kHz から 3 GHz までの電波に対し全身平均 SAR と局所 SAR に関する指針値が設けられている。これらの指針値は、国際規格で定められたものとはほぼ一致している^{[2],[3]}。また、本研究グループでは、3 GHz 以下の高強度局所ばく露による体内深部および被ばく露部位付近の温度上昇をモデル化することで、指針値について計算物理学の観点から検証を行ってきた^{[4]-[9]}。しかし、今後の無線通信では電波防護指針の適用可能周波数の上限である 3 GHz を上まわる周波数域の利用が想定され、その場合の評価指標としての SAR の有効性に関する議論は十分には行われていない^{[8],[10]}。電波は周波数が高くなるにつれ、より人体表面で吸収されやすくなるため、特にこれらの周波数域における局所 SAR のピーク値と最大温度上昇の相関についての検討が求められる。本文では、人体頭部を模擬した多層直方体モデルと解剖学的数値人体モデルを用いて、ダイポールアンテナによる人体頭部への局所ばく露を模擬した計算機シミュレーションを実施した。対象とする周波数帯を 1 GHz から 12 GHz とし、局所 SAR と頭部内温度上昇の相関性について検討した^[10]。

2. 数値モデルと解析手法 基礎検討として人体頭部を模擬した多層直方体モデルによる数値解析を実施し、次に数値人体モデルによる数値解析を実施した。数値人体モデルでは直方体の形状である多層モデルと異なり、頭部の形状による影響を評価することができる。まず、図 1 に多層直方体モデルを示す。多層直方体モデルは、皮膚、脂肪、骨、脳表、脳脊髄液、脳の 6 種類の組織で構成し、皮膚から脳脊髄液までの各組織の厚さは文献^[11]で示されている人体頭部において取りうる値の最小値、平均値、最大値を用いた (表 1 参照)。また、モデルの不均質性による影響を考察するために、2/3 筋肉組織で構成した均質モデルについても解析した。数値人体モデルとしては、日本人の解剖学的数値人体モデル^[12]を用いた。数値人体モデルは、皮膚、筋肉、脂肪、骨、脳など 51 種類の組織で構成されており、2 mm の分解能を有する。本解析では、これらの数値モデルの頭部を、分解能が 2 mm から 0.5 mm となるようにモデルを単純分割により構築して用いた。なお、後述する FDTD 法ではこの分解能においておよそ 12 GHz までの周波数における電磁界解析を行える。電磁界解析の解析条件として、図 2 に多層直方体モデルおよび数値人体モデルへ電波ばく露を行う際のモデルとアンテナの配置を示す。ダイポールアンテナを頭部から 25 mm となる位置へ配置し、1 GHz から 12 GHz の電波を出力電力 1 W としてばく露した。電磁界解析手法として FDTD 法^[13]を用い、解析領域を終端する吸収境界には 12 層の PML^[14]を使用した。なお、人体組織の電気定数は文献^[15]より引用した。局所ばく露に対する評価指標としては、ダイポールアンテナからの出力電力を 1 W で規格化した際の 10g 平均 SAR、1g 平均 SAR を用いた。10g 平均 SAR は、電波防護指針^[1]や国際規格^{[2],[3]}で用いられている指標であり、1g 平均 SAR は IEEE 規格^[12]にて、2005 年まで用いられていた指標である^[16]。本文では対象周波数帯を 3 GHz から 12 GHz まで拡張した場合について検討を行うために、これらの指標を用いることとした。次に、体内温度解析については SAR を熱源とし、式(1)、(2)で与えられる生体熱輸送方程式に FDTD 法を適用して熱的に定常状態となるまで解析した。

$$C(\mathbf{r}) \cdot \rho(\mathbf{r}) \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = \nabla \cdot (K(\mathbf{r}) \nabla T) + A(\mathbf{r}) + \rho(\mathbf{r}) \cdot SAR(\mathbf{r}) - B(\mathbf{r}) \cdot (T(\mathbf{r}, t) - T_b) \quad (1)$$

$$H \cdot (T_s(\mathbf{r}, t) - T_a) = -K(\mathbf{r}) \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial n} \quad (2)$$

ここで、 $\mathbf{r}$ は位置ベクトル、 t は時刻、 C は比熱[J/(kg·°C)]、 ρ は密度[kg/m³]、 T は温度[°C]、 K は熱伝導率[W/(m·°C)]、 A は代謝熱[W/m³]、 SAR は SAR [W/kg]、 B は血流定数[W/(m³·°C)]、 T_b は血液温度[°C]、 H は熱伝達率[W/(m²·°C)]、 T_a は外気温[°C]、 $\mathbf{n}$ は境界面の法線方向のベクトルである。本解析は人体頭部のみの局所的なばく露を模擬しているため、血液温度 T_b は 37 度で一定とした。また、外気温 T_a は 27 度、熱伝達率 H は 8.0 [W/(m²·°C)] とし、熱定数は文献^[17]より引用した。なお、数値人体モデルでは、求められた温度上昇分布から最大温度上昇の値を求める際に、耳を除外している。これは、人体において耳は頭部(体幹)ではなく四肢として扱われることと記述がなされており^[18]、四肢は頭部よりも各規格^{[1]-[3]}における指針値が大きくなることによるものがある。

3. 結果と考察 まず、6 GHz ダイポールアンテナによる多層直方体モデルにおける SAR および温度上昇分布の解析結果を図 3 に示す。温度上昇分布では

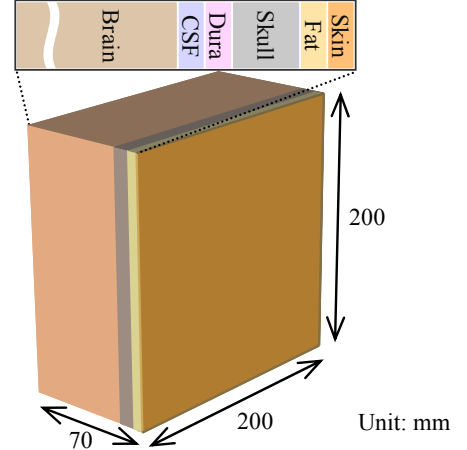


図1 多層直方体モデル

表1 皮膚から脳脊髄液までの各組織の厚さ [mm]

Tissues	Minimum	Average	Maximum
Skin	1.0	1.5	2.0
Fat	1.0	1.5	2.0
Skull	3.0	5.0	7.0
Dura	1.0	1.0	1.0
CSF	0.0	1.0	2.0

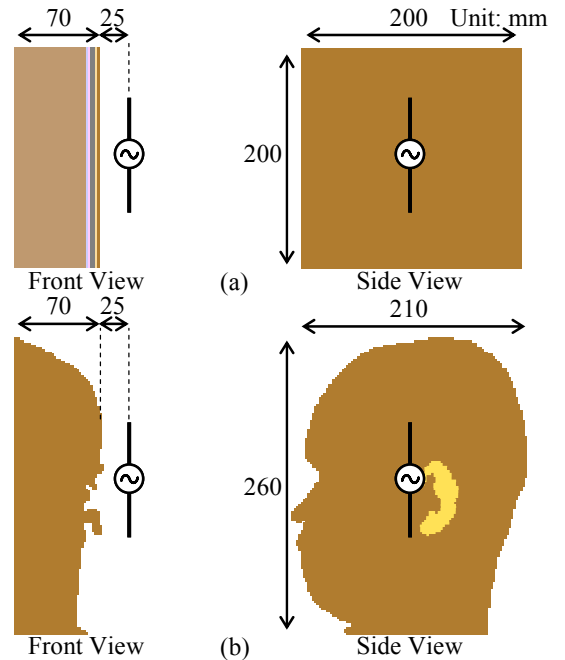


図2 モデルとアンテナの配置

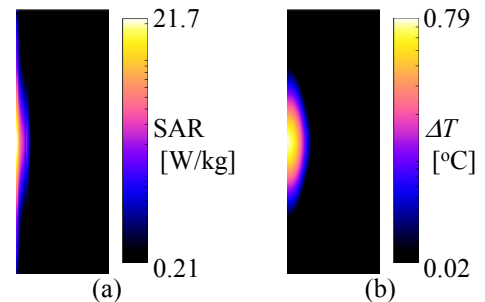


図3 (a)SAR分布 (b)温度上昇分布 (6 GHz)

SAR分布に比べ分布が滑らかになっているが、これは熱伝導の影響と考える。また、基礎検討として均質直方体モデルを用いて解析を行った際の、10g 平均 SAR と 1g 平均 SAR、最大温度上昇 ΔT_{max} を図4に示す。局所 SAR と最大温度上昇は、周波数に依存して値が変化しているが、これは電波の生体への浸透深さの周波数依存性や、アンテナとモデルの間隔を 25 mm 一定としたことによる反射の影響と考える。また、多層直方体モデルと数値人体モデルを用いた解析においても、これらは同様の傾向で変化することを確認した。次に、多層直方体モデルと数値人体モデルにおける 10g 平均 SAR と頭部内最大温度上昇の比を図5に示す。これより、10g 平均 SAR と頭部内最大温度上昇の比は、周波数が高くなるに従い上昇する傾向にあり、周波数が高くなると同一の 10g 平均 SAR でも頭部内最大温度上昇はより大きなものとなるが、その変化はゆるやかであった。また、多層直方体モデルと数値人体モデルには構造に大きな違いがあるが、10g 平均 SAR と頭部内最大温度上昇の相関性は同様の傾向となった。多層直方体モデルと数値人体モデルにおける 1g 平均 SAR と頭部内最大温度上昇の比を図6に示す。多層直方体モデルにおいては 10g 平均 SAR の場合と同様に、周波数が高くなるとゆるやかに上昇する傾向にあるが、3 GHz 以下の周波数の低い部分については、組織の構成の差異によるばらつきの影響がより大きい。これは、1g 平均 SAR は、10g の平均化質量に比べて温度上昇との相関が良好ではないという従来の報告と合致するものである^[18]。また、数値人体モデルにおける相関性については、10g 平均 SAR の場合と比較して 1g 平均 SAR に対する比の大きさは、周波数に依存しにくい傾向にあるものの、モデルの構成の差異によるばらつきが大きい。

次に、局所 SAR と脳内最大温度上昇の比を図7に示す。脳内最大温度上昇の比のばらつきは頭部内に対する比よりも大きなものとなる。これは脳が頭部の深い位置にあり、皮膚から脳脊髄液までの組織構成の差異の影響を大きく受けるものと考えられる^[19]。このため、多層直方体モデルにおける相関の周波数依存性は、主に、モデル表面から脳表までの深度によるものと考えられる。一方、数値人体モデルを用いた場合には、局所 SAR と脳内温度上昇の比は、周波数とともに小さくなるのがわかる。このとき、10g 平均 SAR は周波数によらず緩やかな減少傾向であるが、1g 平均 SAR では周波数が高くなるとより小さくなる傾向である。脳内温度上昇は、モデルの構成、特にモデル表面から脳表までの距離によるばらつきが大きいと考えられ、子供モデルを含む多くのモデル構成を用いた検討が今後の課題である。

4. まとめ 人体頭部を模擬した多層直方体モデルと解剖学的数値人体モデルを用いて、ダイポールアンテナから人体頭部へのマイクロ波の局所ばく露を模擬した計算機シミュレーションを実施し、1 GHz から 12 GHz の周波数域において局所 SAR と頭部内温度上昇の相関について検討した。まず、1 GHz から 12 GHz の周波数域における局所 SAR と最大温度上昇の相関性は、周波数が高くなると上昇する傾向にあるものの、その変化は大きくないものであった。次に、10g 平均 SAR と 1g 平均 SAR について頭部内最大温度上昇との比を比較した結果、数値人体モデルにおいては 1g 平均 SAR のほうが周波数に依存しにくい傾向がみられるものの、10g 平均 SAR はモデル構成の差異による値のばらつきがより小さいものとなった。また、1g 平均 SAR は 3 GHz 以下の低い周波数で特にばらつきが大きく、これは従来の報告と合致するものであった^[18]。さらに、局所 SAR と脳内最大温度上昇の相関について検討したところ、人体頭部の深部に位置する脳組織では、皮膚から脳脊髄液のモデルの構成の差異の影響を受けやすく^[19]、特に 6 GHz を超えるような周波数の高い部分では局所 SAR と脳内温度上昇の比に大きなばらつきが見られた。また、解剖学的数値人体モデルに注目すると、10g 平均 SAR の場合は比が周波数の上昇とともに緩やかな減少傾向にあるのに対し、1g 平均 SAR の場合には明確に小さくなる傾向にあった。後者はモデルの構成の差異によるばらつきが大きく、今後子供モデルを含むより多くのモデル構成を用いた検討が必要であると考えられる。

参考文献

- [1] 郵政省電気技術審議会答申:「諮問第 89 号「電波利用における人体防護の在り方」」, 1997.
- [2] IEEE C95-1, 2005.
- [3] ICNIRP, Health Phys. vol.74, no.4, pp.494-522, Apr. 1998.
- [4] 金井侑也ら, 信学技報, Vol.109, No.76, pp.69-74, 2009.
- [5] 金井侑也ら, 総合大会, B-4-8, 2009.
- [6] 金井侑也ら, 信学技報, Vol.109, No.431, pp.83-88, 2010.
- [7] A. Hirata, Y. Kanai et al, Ann. Meet. of Bioelectromagnet. Soc., P-A-45, 2010.
- [8] A. Hirata, Y. Kanai et al, URSI Comm. B Int' Symp. Electromagnet. Theory, R14.5, 2010.
- [9] 金井侑也ら, 電子情報通信学会論文誌(C), Vol.J93-C, No.12, pp.638-646, 2010.
- [10] 金井侑也ら, 電気学会, EMT-11-8, 2011.
- [11] A. Drossos et al, IEEE Trans., vol.48, no.11, pp.1988-1995, 2000.
- [12] T. Nagaoka et al, Phys. Med. Biol., vol.49, pp.1-15, 2004.
- [13] C. H. Durney, Proc. IEEE, Vol.68, pp.33-40 1980.
- [14] J. P. Berenger, vol.114, pp.185-200, 1994.
- [15] C. Gabriel, Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [16] IEEE C95-1, 1991.
- [17] R. G. Gordon et al, IEEE Trans., vol.23, no.11, pp.434-444, 1976.
- [18] A. Hirata et al, IEEE Trans. vol. 48, no. 3, pp.569-577, 2006.
- [19] T. Samarasinghe et al, IEEE Trans, vol. 49, no. 4, pp.936-939, 2007.

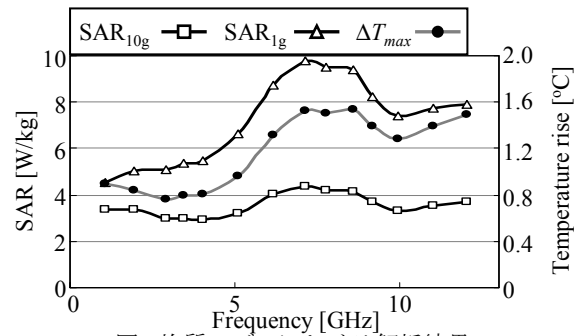


図4 均質モデルにおける解析結果

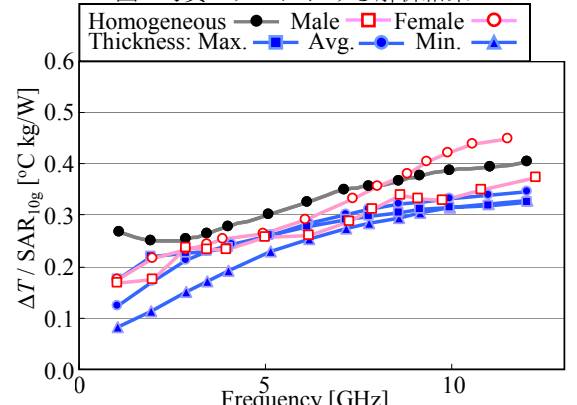


図5 10g平均SARと最大温度上昇の比

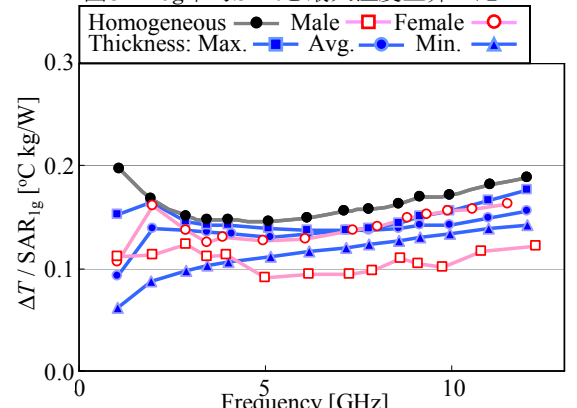


図6 1g平均SARと最大温度上昇の比

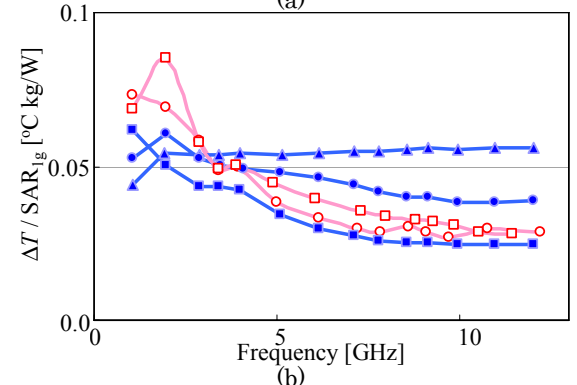
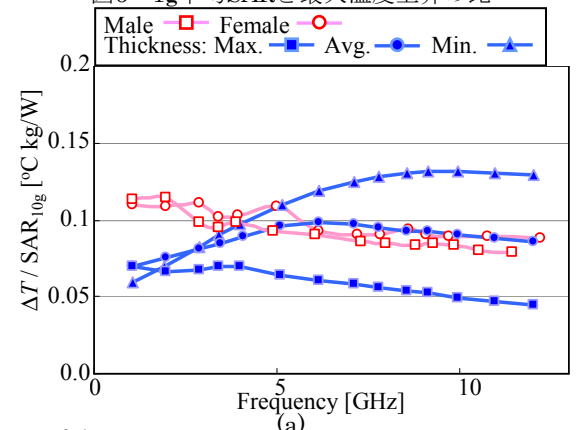


図7 局所SARと脳内最大温度上昇の比
(a)10g平均SAR (b)1g平均SAR

極低周波磁界ばく露による
体内誘導電界と数値誤差評価

藤原・平田研究室 高野 志規

No.21417577 TAKANO Yukinori

1. まえがき 人体が極低周波の磁界ばく露を受けると、体内に電流・電界が誘導され、神経系や筋肉へ刺激を引き起こす可能性がある。電磁界の人体影響を防護するために、ICNIRP ガイドライン^{[1][2]}や IEEE 規格^[3]では、体内誘導電界に対して基本制限と呼ばれる許容値を定めている。また、人体内の誘導量を測定することは困難であることから、基本制限を越えない外部電磁界を参考レベルとして便宜的に設けている。近年、詳細な人体モデルを対象とした極低周波電磁界ばく露解析が行われ、基本制限と参考レベルの関係を定量化するとともに、数値解析手法にともなう不確定性あるいは異なるボクセル人体モデルを用いた場合のばらつきが評価されている^{[4]-[9]}。これまでに日本人成人男女を対象とした詳細人体モデルを用いたばく露評価を行ってきた^{[10]-[17]}。しかしながら、極低周波の電磁界解析でボクセルモデルを用いた場合、ボクセル端点において特異的に大きな電界が生じ、数値誤差となる^{[5]-[7][18]}。このため、解析結果の妥当性評価に対する検討が行われている。特に、文献[18]では磁界ばく露による誘導電界に対し、均質もしくは 2 層の球モデルを用いた数値解析結果と理論値を比較、検討している。主な結果として、極低周波の電磁界ばく露において、理論値の最大値を良く表現する指標として解析値の 99 パーセンタイル値が提唱されている。しかしながら、文献[18]において用いられたモデルは、寸法や媒質の電気定数が人体とは異なることから、人体を模擬したモデルにおける 99 パーセンタイル値の有用性について検討する必要がある。本論文では、人体頭部を模擬した 3 層球モデルに加えて、解剖学的人体モデルを用いて、誘導電界の 99 パーセンタイル値に対する有効性評価、およびモデルの解像度が体内誘導量に与える影響を検討した。

2. FDTD モデルと計算条件 数値誤差評価のためには、理論値と数値解析による解析値を比較する必要があることから、3 層球により人体頭部を模擬した。頭部を選択した理由は、人体影響を引き起こす体内誘導電界の閾値は脳において最も低く、人体影響防護の観点から関心が高いことによる^[3]。モデルは内側から脳、骨そして皮膚から構成され、最も内側の脳を構成する球部分は半径 90mm、その外側の皮骨層と皮膚層はそれぞれ 8mm、2mm の厚さを持つ。図 1 にモデル断面図の概観を示す。本論文では、このモデルを一辺 2mm、1mm、0.5mm のボクセルで表現でした。また、解剖学的人体モデルには情報通信研究機構（NICT: National Institute of Information and Communication Technology）開発の日本人成人男性モデルを用いた^[20]。モデルの概観を図 2 に示す。本モデルは 51 の組織からなり、解像度は 2mm もしくは 1mm である。組織の電気定数は、3 層球モデル、解剖学的人体モデルとともに、電気学会「不均一および過渡的な電磁界による体内誘導量評価技術」専門委員会が文献[21]を参考に決定した値^[22]を用いた。極低周波の電磁界解析には、準静近似を適用した FDTD（Finite Difference Time Domain）法を用いた。FDTD 解析では、極低周波において人体のような複雑な構造を扱うためには、膨大な繰り返し数が必要となる。このため、準静的 FDTD 法が提案されている^{[23][24]}。これは、極低周波において人体内の変異電流が導電電流に比べ無視できるため、準静近似を適用し、計算の繰り返し数低減を試みたものである。具体的には、外部電磁界を極低周波の正弦波の $t=0$ における接線の傾きを持つ一次関数とすることで、外部電磁界を正弦波と等価な波源とする。図 3 に磁界ばく露の FDTD 解析領域とモデル配置を示す。モデルは自由空間中に直立した状態で配置し、吸収境界条件にはモデルと吸収境界の間に 16 セルの間隔を設け、16 層 PML を適用した。磁界ばく露は周波数 50Hz、強度 1mT とした。ばく露条件として自由空間に配置したモデルに対し、各軸方向のばく露を行った。ただし、3 層球モデルではモデルの対称性より一方向のみのばく露とした。

3. 結果と考察 まず、3 層球モデルにより 99 パーセンタイル値の有用性について検討した。図 4 に解像度(a)2mm、(b)0.5mm の 3 層球モデルにおける誘導電界のパーセンタイル値の理論値および解析値を示す。なお、誘導電界の理論値は式(1)より導出した^[20]。式中の ω は角周波数、 B は磁束密度、 r は磁界ばく露によりモデル内に生ずる電流ループの半径である。

$$E = \omega Br / 2 \quad (1)$$

図 4 より、FDTD 解析により得られた解析値は、上位 1 パーセントに満たない領域において急激に変化することがわかる。解析値と理論値を比較すると、最大値同士の比較では最大 31 パーセントの誤差が生じた。一方、解析値の 99 パーセンタイル値と理論値の最大値の比較では誤差は高々 8 パーセントであり、加えて理論値よりも大きく、安全側の評価となった。

次に、モデル解像度が誘導電界に与える影響を検討した。図 4 より、理論値と解析値の最大値を比較すると、その差は解像度が高いほど大きくなる傾向であり、2mm モデルでは最大 25 パーセント、0.5mm モデルでは最大 27 パーセントの誤差が生じた。これに対して 99 パーセンタイル値の比較では、解像度が高いほど誤差は小さく、2mm モデルでは最大 9 パーセント、0.5mm モデルでは最大 3 パーセントとなった。加えて、他のパーセンタイル値においても、最大値を含む特異的に振

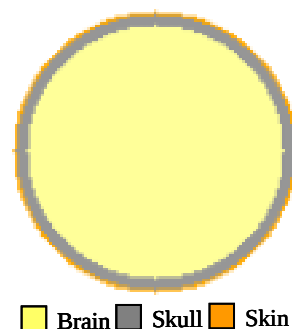


図1 3層球モデル

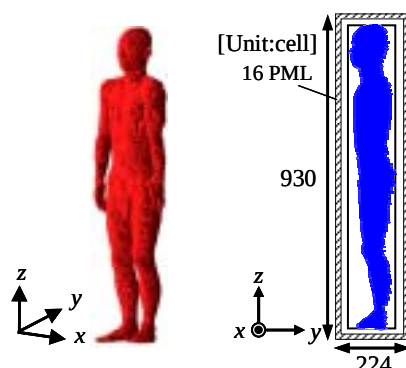


図2 解剖学的人体モデル 図3 FDTDモデル

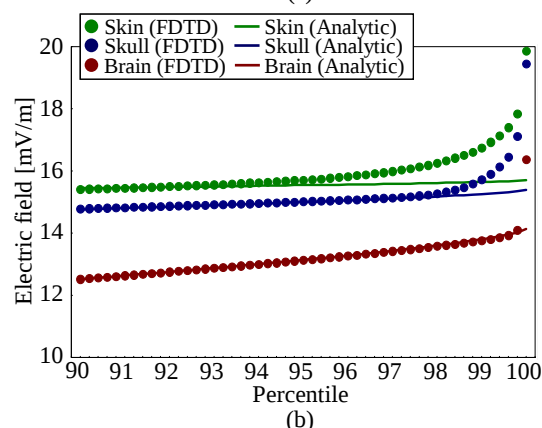
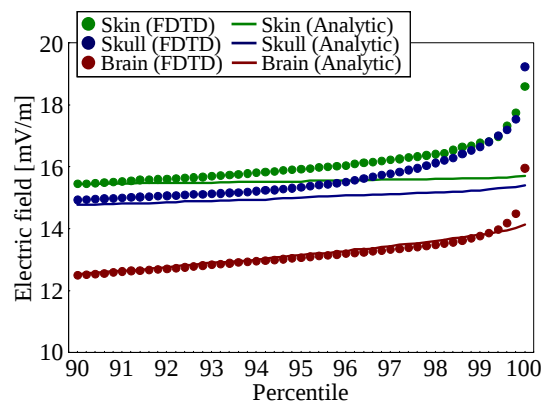


図4 3層球モデルにおける誘導電界パーセンタイル値 : (a)解像度2mm, (b)解像度0.5mm

舞う領域を除き、0.5mm モデルの方が 2mm モデルに比べて理論値とよく一致していることがわかる。また、2mm モデルにおける解析値の 99 パーセンタイル値を 0.5mm のモデルを用いた結果と比較すると、その差異は最大で 6 パーセントであった。つまり、解像度が 2mm であれば、99 パーセンタイル値はより理論値に近い 0.5mm モデルと同等の値となることから、3 層球モデルの一樣ばく露については、99 パーセンタイル値は有用な指標であると考ええる。

更に、数値誤差の分布について考察する。磁界のばく露方向に垂直なモデル断面における誘導電界の数値誤差の分布を図 5 に示す。なお、図中の白線は、組織の境界を示している。図 5 より、数値誤差は、組織の境界面に集中していることがわかる。これは、ループ電流は組織境界に沿って流れるが、階段状の部分で電流ベクトルが急激に変化することで、組織境界付近の電磁界が特異的に振る舞うためと考える。

実際の人体は組織構造が複雑であり、電界分布は 3 層球モデルとは異なるため、解剖学的人体モデルによる数値誤差評価を行った。脳の誘導電界のパーセンタイル値を図 6 に示す。図 6 より、誘導電界が球モデルと同様に 99 パーセントよりも大きな上位 1 パーセントに満たない領域において、電磁界強度が急激に変化していることがわかる。また、誘導電界の最大値と 99 パーセンタイル値を比較すると、その差異は解像度 2mm および 1mm のモデルで、それぞれ 176 パーセント、275 パーセントであり、球モデルの 16 パーセントもしくは 24 パーセントに対して大きかった。これは、球モデルに比べて解剖学的人体モデルが複雑な組織構造を持つことに起因すると考える。

最後に、モデル解像度が誘導電界に与える影響を検討した。図 7 に解像度 2mm および 1mm のモデルの基本制限^{[1]-[3]}制定の際に考慮された組織に誘導された電界の(a)最大値、(b)99 パーセンタイル値を示す。図 7(a)より各解像度における誘導電界の最大値を比較すると、その差異は網膜において最大となり、52 パーセントであった。図 7(b)より 99 パーセンタイルに着目した場合、網膜において差異が最大となることは同様であるものの、その値は高々 8 パーセントであった。このことから、解剖学的人体モデルにおいても 3 層球モデルと同様、99 パーセンタイル値はモデル解像度の影響を受けにくいことがわかる。なお、網膜において差異が最大となる理由は、誘導電界が脳や脊髄など他組織に比べ相対的に小さいこと、網膜は薄い組織であるため、脳など他の組織に接する面が多く、数値誤差の影響を受けやすいためと考える。以上のことから、解剖学的人体モデルにおいても 99 パーセンタイル値は有用な評価指標であると考ええる。

なお、2010 年に改定された新 ICNIRP ガイドラインでは誘導電界の 99 パーセンタイル値を評価指標として推奨している^[2]。そこで、小児を含む合計 7 体のモデルを用いて 50Hz における公衆のばく露の参考レベル 0.2mT の磁界をばく露したところ、誘導電界はいずれのモデルや組織においても基本制限を 60 パーセント程度下回り、参考レベルと基本制限の関係を満足することがわかった。

4. まとめ 人体ボクセルモデルを用いた極低周波磁界ばく露解析における数値誤差の評価を行った。その結果、誘導電界の 99 パーセンタイル値は特異的に振る舞うボクセルを除けていること、理論値の最大値と解析値の 99 パーセンタイル値の誤差は高々 8 パーセントであり、かつ安全側の評価となることがわかった。また、99 パーセンタイル値はモデル解像度の影響を最大値に比べて受けにくく、2mm の解像度においてもより高い解像度のモデルと同等の値を得られることがわかった。以上のことから、99 パーセンタイル値をばく露指標のひとつとすることは意義のあるものと考ええる。また、新 ICNIRP ガイドラインにおける参考レベルと基本制限の関係を検討したところ、周波数 50Hz における公衆のばく露における基本制限と参考レベルの関係は、いずれのモデルや組織に対しても満足していた。

参考文献

- [1] ICNIRP Health phys., vol.74, no.4, pp.494-522, 1998.
- [2] ICNIRP Health phys., vol.99, no.6, pp.818-836, 2010.
- [3] IEEE Std. C95.6-2002, 2002.
- [4] P. J. Dimbylow, Phys. Med. Biol., vol.43, pp.221-230, 1998.
- [5] M. A. Stuchly et al., Proc. IEEE, vol.88, no.5, pp.644-664, 2000.
- [6] P. J. Dimbylow, Phys. Med. Biol., vol.50, pp.1047-1070, 2005.
- [7] A. Bahr et al., Health Phys., vol.92, no.6, pp.521-530, 2007.
- [8] P. J. Dimbylow, Phys. Med. Biol., vol.53, pp.133-145, 2008.
- [9] A. Hirata et al., Radiat. Prot. Dosimetry, vol.135, no.4, pp.272-275, 2009.
- [10] 高野 志規, 平田 晃正, 藤原 修, 信学ソダ, B-4-10, 2009.
- [11] 平田 晃正, 高野 志規, 永井 稔大, 電学 EMT, EMT-09-155, 2009.
- [12] 高野 志規, 平田 晃正, 藤原 修, 信学技報, EMCJ2009-85, pp.1-5, 2009.
- [13] A. Hirata, Y. Takano, T. Nagai, IEICE Trans. Elect., vol.E-93-C, no.1, pp.60-65, 2010.
- [14] 高野 志規, 平田 晃正, 藤原 修, 信学総大, B-4-41, 2010.
- [15] A. Hirata, Y. Takano, Y. Kamimura, O. Fujiwara, Phys. Med. Biol., vol.55, pp.243-252, 2010.
- [16] A. Hirata, Y. Takano, O. Fujiwara, Annual Meeting of Electromagnetics Soci., 5-4, 2010.
- [17] Y. Takano, A. Hirata, Asia-Pacific Radio Sci. Conf., KAE-3, 2010.
- [18] T. W. Dawson et al., Appl. Comput. Electromag. Soc. J., vol.16, no.2, pp.162-172, 2001.
- [19] H. Tarao et al., IEEE Trans. on FM, vol.120, no.2, pp.135-141, 2000.
- [20] T. Nagaoka et al., Phys. Med. Biol., vol.49, pp.1-15, 2004.
- [21] C. Gabriel, Tech. Report of Brooks Air Force Base AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [22] A. Hirata et al., Radiat. Prot. Dosimetry, vol.138, no.3, pp.237-244, 2009.
- [23] J. De Moerloose, et al., Radio Sci., vol.32, no.2, pp.329-341, 1997.
- [24] A. Hirata et al., IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.48, no.9, pp.1007-1012, 2001.

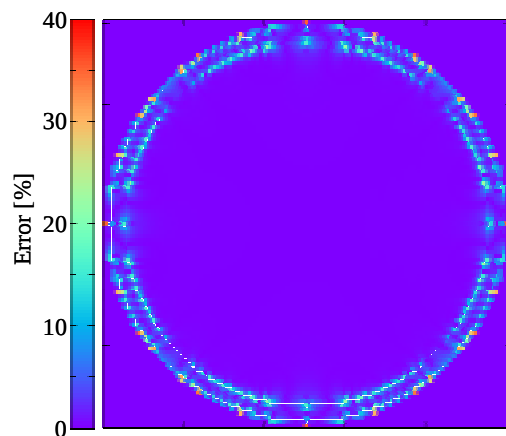


図5 3層球断面における理論値と解析値の誤差分布

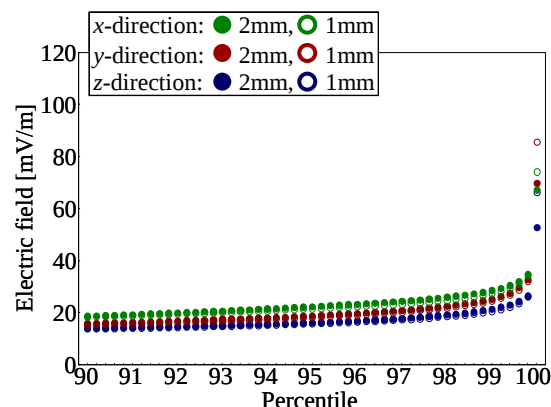


図6 解剖学的人体モデルにおける誘導電界のパーセンタイル値 (脳)

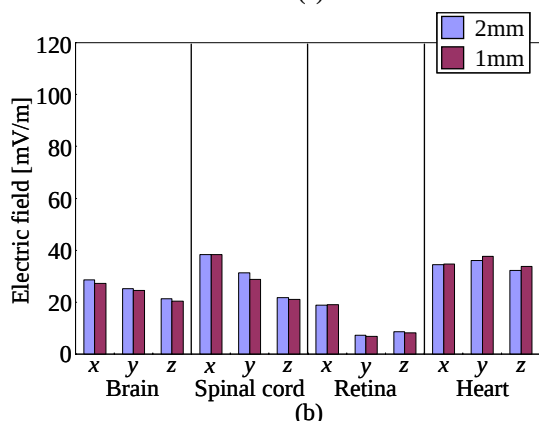
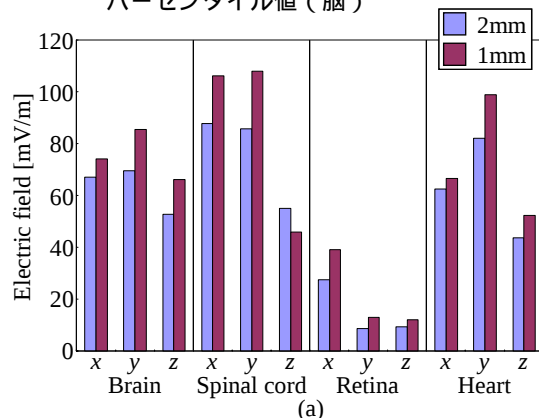


図7 解剖学的人体モデルにおける誘導電界:
(a)最大値, (b)99パーセンタイル値