論 文

リアルな人体頭部モデルを用いたマイクロ波曝露時における 頭部内SAR分布の実験的評価法に関する検討

岡野 好伸[↑] 長谷 篤志[↑] 伊藤 公一^{↑↑} 高橋 応明^{↑↑↑}

Study on the Estimation of SAR in Realistic Human Head Model Phantom Exposed to Microwave

Yoshinobu OKANO[†], Atsushi HASE[†], Koichi ITO^{††}, and Masaharu TAKAHASHI^{†††}

あらまし 携帯電話等を使用した場合のマイクロ波近傍界曝露における生体組織への単位質量当りの吸収電力 (SAR)を評価するためのさまざまなファントムが提案されている.特に,液体ファントムと電界プローブを組 み合わせた SAR 評価システムは欧米を中心に広く用いられている.しかし,このシステムでは異質媒質境界面 上の SAR や人体頭部の耳翼付近などの電界プローブが入らない部位の SAR は直接測定が困難である.そこで本 論文では,前記のような媒質境界面上や,込み入った部位の SAR を実験的に評価することを目的とし,千葉大 学で開発された生体等価固体ファントムとサーモグラフィ法との組合せによる SAR 実測を試みた.SAR の実験 的評価においては,まず,異質媒質境界面上の SAR がどの程度の精度で評価可能か検討するため,脳等価固体 ファントムと頭蓋骨等価ファントムによる層構造人体頭部規範モデルを例にとり,SAR の実測値と FDTD 法に よる計算値との比較を行った.次いで,込み入った部位の SAR 測定精度を検討するため,頭部リアルモデルを 使用した場合の SAR 分布についても実測値と計算値の比較を行った.これらの検討の結果,生体等価固体ファ ントムとサーモグラフィ法との組合せによる SAR の実験的評価法は媒質境界面上や,込み入った部位の SAR を 実測するうえで有用であることが示された.

キーワード 脳等価固体ファントム, SAR, 頭蓋骨等価ファントム, 頭部リアルモデル, サーモグラフィ法, FD-TD 法

1. まえがき

近年,携帯通信機の急速な普及に伴い,携帯通信機 が放射する電磁波と人体との相互作用が注目されてい る.電磁波が人体に与える作用は周波数によって大き く変化するが,マイクロ波領域では,電磁波エネルギー の吸収によって生ずる熱的作用が支配的であるとされ, その指標には生体組織に吸収される単位質量当りの 電力,すなわち比吸収率(SAR: Specific Absorption Rate[W/kg])が用いられている.

 [†] 千葉大学大学院自然科学研究科,千葉市 Graduate School of Science & Technology, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan
^{††} 千葉大学工学部都市環境システム学科,千葉市

Department of Urban Environment Systems, Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan ^{†††} 武蔵工業大学工学部電子通信工学科,東京都

Department of Electronic and Communication Engineering, Musashi Institute of Technology, Tokyo, 158–8557 Japan SAR は以下の式 (1) で定義される.

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \tag{1}$$

ここに, E:電界の振幅(実効値)[V/m], σ:生体組 織の導電率 [S/m], σ:生体組織の密度 [kg/m3].

式(1)から明らかなように,生体組織内のSAR分 布は組織の電気的特性や密度に大きく依存するととも に,局所電界強度にも依存することになる.したがっ て,電磁波曝露に対する人体内SAR分布の評価にお いては,

- (1)対象となる生体,特に人体頭部などでは皮膚・ ^{すがい} 頭蓋骨・脳組織といった著しく電気定数の異な る媒質による多層構造が生体内 SAR 分布に大 きな影響を及ぼすため,この影響を評価できる 多層構造媒質を設定する.
- (2) 局所電界強度は対象となる生体部位の形状に 依存するため, SAR 分布を評価したい生体部

位の形状を模擬する.

といった考慮が必要となる.

数値シミュレーションによる SAR 分布評価におい ては上記の(1)(2)を簡単に考慮できるため多くの 解析データが報告されている[1]~[3].しかし,多様化 する実際の携帯通信機を忠実に数値シミュレーション で解析することは難しいと考えられる.このため,人 体内 SAR 分布を実験的に評価できる手法を確立する ことは非常に重要である.人体内 SAR 分布を実測す る方法としては,DASY [4],[5] に代表されるような 液体ファントムと電界プロープの組合せによる SAR 評価システムが欧米を中心に広く用いられている.こ れらのシステムは実際の携帯通信機を用いての人体内 SAR 評価ができる利点がある.しかし,液体ファント ムを用いるシステムでは異質媒質境界面上の SAR や 人体頭部の耳翼付近など電界プローブが入らない部位 の SAR は直接測定が困難である.

そこで,本論文では,液体ファントムと電界プロー ブを組み合わせた SAR 評価システムが苦手とする

(i) 異質媒質境界面上の SAR 評価

(ii) 込み入った構造の媒質内における SAR 評価 の2点について,どの程度実験的評価が可能であるか 検討した結果について述べる.

電磁波照射対象のファントムには,多層化が可能で, かつ任意の立体形状を容易に作成できる生体等価ファ ントム[6]~[9]を採用した.

また,実験手法に関しては,表面 SAR が測定可能 で,複雑な形状の媒質内 SAR の測定にも対応可能な 手法として,サーモグラフィ法 [8] ~ [13] を用いた.

なお,評価にあたっては,特に目覚ましい普及を見 せる携帯電話機からの電磁波曝露によって人体頭部内 に生じる SAR 分布に注目し,検討を行った.

2. 生体等価ファントム

マイクロ波曝露による人体頭部のSARを評価する場合,実際の人体頭部は脳組織均一ではなく,表皮や頭蓋骨等に覆われている.このような層構造媒質内SAR 分布を液体ファントムを用いた測定システム[4],[5]で 実験的に評価しようとすると,各媒質の境界面付近 SAR値は,興味ある値であるにもかかわらず,直接測 定するのが困難になる.一方,生体等価ファントムに よるサーモグラフィ法[12],[13]では,媒質内で電界プ ロープ等を掃引させることはないので,測定位置によ り,SARが直接測定困難になることは原理的にはな

表1 頭蓋骨等価固体ファントムの組成





図1 頭蓋骨等価固体ファントムの電気定数 Fig.1 Electric constants of skull-equivalent phantom.

く, SAR 実測の有力な手段となる.

本論文では上記のようなサーモグラフィ法の特徴に 着目し,異質媒質境界面付近の SAR 値をどの程度実 験的に評価できるかを一つの検討課題としている.そ こで,境界面を構成する異質媒質として人体頭部の 大半を占める脳組織と,これを取り囲む頭蓋骨組織 を考慮した.脳組織を模擬するファントムとしては文 献[8],[9]に示される脳等価固体ファントムを使用し た.また,脳組織を包む頭蓋骨組織を模擬するファン トムとしては,新たに表1に示すような組成の頭蓋骨 ファントムを開発した.なお,電気定数は COST244 で示す頭蓋骨の定数[14],[15] に合わせてある.

図1には表1の組成による頭蓋骨等価ファントムの 誘電率及び導電率の周波数特性の測定結果を示す.図1 より,頭蓋骨等価ファントムは,単一組成で文献[15] の規格値をほぼ満足できている.

3. SAR の測定法とファントムモデル

3.1 サーモグラフィ法による SAR 測定

サーモグラフィ法[10]~[13]は,人体組織と等価な 自立形状ファントムに短時間電磁波を照射し,それに よってファントム内部に生じる温度上昇を赤外線カメ ラ等で測定する方法である.ファントム内部の温度を 観測する場合は,観測したい面であらかじめファント 短くファントム内での熱伝導が無視できるなら式 (3) に示す近似が成立し,ファントム内の温度上昇分から その領域の SAR が求められる.

$$SAR = \frac{c \cdot \Delta T}{\Delta t} \quad [W/kg] \tag{2}$$

ここに,c:ファントム比熱 $[J/kg \cdot K]$, ΔT :温度上昇 [K], Δt :電磁波照射時間 [s].

電磁波照射に関しては,短時間でファントム内部に 十分な温度上昇を生じさせるため,実際の携帯電話機 等の出力より大出力で行う必要がある.したがって, 電磁波照射実験は図2に示すような電波無響室で行っ



図 2 SAR 測定システム Fig. 2 Measurement system.

た.なお,本論文においては最も普及している携帯 電話の周波数に着目し,電磁波照射実験の周波数を 900 MHz とした.また,電磁波源には最も基礎的なア ンテナである半波長ダイポールアンテナを使用し,ア ンテナーファントム間距離は15mmで固定した.照射 条件については文献[8],[9]における検討から照射電力 40 W,照射時間30秒程度とした.

なお,ファントム内温度上昇を正確に測定するため に必要な脳等価及び頭蓋骨等価ファントムの放射率は 文献 [8], [9] の手法により評価した結果,脳等価固体 ファントムで 0.51 ± 0.01,頭蓋骨等価ファントムで 0.62 ± 0.01 となった.

3.2 ファントムモデル

電磁波を照射するファントムモデルとしては,空気 と脳組織との境界面,及び頭蓋骨層と脳組織との境界 面付近の SAR 値を比較しやすいものとして人体頭部 規範モデルを,また人体頭部耳翼付近の込み入った形 状の媒質内 SAR 分布測定精度を評価するためのとし て頭部リアルモデル[16]をそれぞれ用いた.

人体頭部規範モデルには図3に示すような1辺 200mmの立方体モデル及び直径200mmの球体モデ ルのそれぞれについて,脳組織均一としたもの,及び 厚さ5mmの頭蓋骨層を被せ層構造とした4種類のほ かに,頭蓋骨層の有無がSAR値に与える影響を調べ るため,頭蓋骨層の厚さ分だけ小さい,1辺190mm



Half wave dipole Antenna (900MHz) Half wave dipole Antenna (900MHz)Half wave dipole Antenna (900MHz)

図 3 人体頭部規範モデル Fig. 3 Canonical phantom model.

論文 / リアルな人体頭部モデルを用いたマイクロ波曝露時における頭部内 SAR 分布の実験的評価法に関する検討



a) Homogeneous model

図 4 頭部リアルモデル

Fig. 4 Realistic human head model.

の立方体モデルと直径190mmの球体モデルを加えた 計6種類のモデルについて検討を行った.

また,頭部リアルモデルとしては図4に示すように, 文献[3],[16] などに用いられている数値計算用モデル を脳等価固体ファントムで3次元複製した脳組織均一 モデル及び,脳組織以外の層を頭蓋骨層として一元化 し脳組織層の上に被せた層構造モデルの計2種類につ いて検討を行った。

測定結果と計算結果の比較 4.

4.1 人体頭部規範モデル内の SAR 分布

図5及び図6には,図3に示した6種類の人体頭部 規範モデルのファントム内 SAR 分布に関して, FDTD により求めた計算値と,サーモグラフィ法により求め た測定値を比較した結果を示す.図5,図6はいずれ もアンテナを含む面における深さ方向 SAR 分布で, 各 SAR 値はアンテナ入力電力を1W として規格化し たものである,計算におけるアンテナ入力電力はアン テナ給電点に印加した電界と,これを囲む磁界の周回 積分から求めた.また照射実験においては,アンテナ 給電点での反射係数が約 -24 dB であったので,給電 点での反射はないものとし,電力増幅器の出力段にお ける電力計の表示値からケーブルの損失分を差し引い た値をアンテナ入力電力として規格化を行った.

ファントム内の SAR 分布計算には汎用 FDTD 法解 析ソフトウェアである X-FDTD [17] を使用した.計 算領域の格子間隔は 2.5 mm とし,計算領域は 150 × 150 × 150 個の立方体格子で構成されている.時間ス テップは安定性の条件と格子間隔より 4.82 ps とした. また定常状態に達した計算領域中の電界強度を得るた めに 2,144 ステップまで計算を行っている.

計算及び測定に使用した脳等価固体ファントム及び



図 5 均一及び層構造立方体ファントムの内部 SAR 分布 比較





図 6 均一及び層構造球体ファントムの内部 SAR 分布比較

Comparison of SAR distribution in homogeneous Fig. 6 and single-layered sphere phantoms.

頭蓋骨ファントムの具体的なパラメータを表2に示す. 図5の立方体の場合,図6の球体の場合とも計算結 果と測定結果は良好に一致しているのがわかる.

また,図5,図6の両方に共通に見られる特徴とし て,立方体,球体とも均一媒質ファントムモデルでは 最大 SAR が電磁波源である半波長ダイポールアンテ ナに最も近い表面付近に現れているのに対し,層構造 ファントムモデルでは最大 SAR 点がファントム表面 ではなく,頭蓋骨層と脳等価層の境界部分に生じる現 象が観測された.また,層構造ファントムモデルの最

大 SAR 値は,均一媒質ファントムモデルの場合の2/3 程度に低減されている.

SAR 値の低減は,頭蓋骨層と脳組織層の媒質境界面 上における SAR 評価の誤差によるものか, あるいは 頭蓋骨層のような低損失媒質層の存在により,脳等価 層がアンテナから低損失媒質層の厚さ分だけ離される ことにより,実際に低減が生じているのか,確認する 必要がある.そこで,前述の図5,図6に層構造ファン トムのうち,頭蓋骨層を取り除いた場合の脳等価ファ ントム内 SAR 分布を計算した結果を SAR (stripped skull)の曲線として示した.この結果を見ると図5, 図 6 とも SAR(stripped skull)の曲線は,最大 SAR 点がファントム表面に現れる点で層構造ファントムの SAR 分布とは異なるものの, SAR (stripped skull) の曲線と,層構造ファントムの Depth=20 mm より深 い脳等価層内 SAR 分布とは良好に一致することがわ かった.このことから,層構造モデルにおける SAR 低減はモデル化,あるいは測定などの誤差によるもの ではなく,頭蓋骨層の厚さ分だけ脳等価層がアンテナ から離されることによって実際に生じていると考えら れる.また,ここまでの SAR 実測値と計算の比較か ら,媒質境界面付近でもかなりの精度で SAR 値を実 験的に評価可能であることが確認された.

4.2 頭部リアルモデル内 SAR 分布

前節では,電気的特性が大きく異なる二つの媒質境 界面付近において,どの程度の精度でSARを実験的 に評価可能かを,人体頭部規範モデルを用いて検討 した.そこで,本節では人体頭部耳翼付近のように込 み入った部位のSARがどこまで実験的に評価可能で あるか,頭部リアルモデルファントムを用いて検討を 行った結果について述べる.

実際の人体頭部においては,規範モデルと異なり, 耳などのような突起物がある.特に,耳翼周辺では電 磁波源となるアンテナの形状,あるいは設置位置に

- 表 2 脳等価及び 頭蓋骨等価 固体 ファントムの 周 波数 900 MHz における電気定数と媒質定数
- Table 2 Dielectric properties and material properties of the brain and skull equivalent phantoms at 900 MHz.

Tissue type	Brain	Skull
Relative dielectric constant	43	17
Conductivity [S/m]	0.83	0.25
Density [kg/m ³]	873	950
Specific heat [J/kg · K]	3750	2520

よって SAR 分布は形状も絶対値も大きく変動してし まう [18], [19] . そこで,前節で用いた規範モデルより も実際の人体頭部に近い形状をもった頭部リアルモデ ル [16] を計算,実験の両方で用い,耳翼周辺の複雑な SAR 分布をどの程度の精度で実験的に評価できるか について検討した.まず,図8,図9には脳等価ファ ントムによる均一頭部リアルモデルを用い,人体頭部 耳翼周辺の SAR 分布を実験的に評価した結果を示す. また,図10,図11には頭部リアルモデルにおける媒 質境界面上の SAR 値を実験的に評価するべく,脳組 織以外の層(皮膚層,軟骨層,頭蓋骨層など)を頭蓋 骨等価層として一元化し脳等価層の上に被せたモデル を一例として用いた結果を示す.

図8は,頭部リアルモデルのアンテナを含む面内 (図7(a)に示す垂直面)におけるSAR分布を参照し た結果である.頭部リアルモデルの場合,最大SAR 値は球体ファントムモデルの場合とほぼ同じとなる. しかし,SAR分布は球体モデルとはかなり異なり,最 大SAR点はダイポールアンテナの給電点付近ではな く,耳の付け根下端部に生じている.また分布パター ンも全体に複雑になっている.

現在,最も普及している液体ファントムを用いた SAR 測定システム [4], [5] による測定精度は ± 10 ~ ± 20%程度なので,図8の計算結果と測定結果は最大 SAR 値, SAR 分布パターンとも良好に一致している といえる.

図9には、図8で最大SAR値が確認された耳の付け根下端部を横切る図7(b)のような水平面における SARの計算結果と測定結果の比較を示す.この場合



図 7 頭部リアルモデルの SAR 参照面



- a) Culculated result b) Measured result
- 図 8 脳均一頭部リアルモデル内 SAR 分布の計算値と測 定値の比較(垂直面内)
- Fig. 8 Comparison of calculated result for SAR distribution in homogeneous head model with measured ones (vertical cut).
- a) Calculated result b) Measured result
- 図 10 層構造頭部リアルモデル内 SAR 分布の計算値と測 定値の比較(垂直面内)
- Fig. 10 Comparison of calculated result for SAR distribution in single-layered head model with measured ones (vertical cut).

- a) Calculated result b) Measured result
- 図 9 脳均一頭部リアルモデル内 SAR 分布の計算値と測 定値の比較(水平面内)
- Fig. 9 Comparison of calculated result for SAR distribution in homogeneous head model with measured ones (horizontal cut).

も,計算結果と測定結果は SAR の絶対値,パターンの両方に関して良好に一致している.

図8,図9の結果より,脳等価均一頭部リアルモデ ルの場合,最大SARはアンテナ給電点の近傍ではな く,耳翼付け根下端部のアンテナに面した側に存在す ることが確認された.

一方,図10,図11は,それぞれ図8,図9と同じ 参照面について頭蓋骨・脳等価の層構造を有する頭 部リアルモデル内のSAR分布を計算と測定で比較し た結果である.層構造のため,図10,図11とも最大 SAR点は頭蓋骨・脳等価の境界面に生じ,かなり複 雑な分布を示しているが,計算結果と実験結果は良好

- a) Calculated result b) Measured result
- 図 11 層構造頭部リアルモデル内 SAR 分布の計算値と測 定値の比較(水平面内)
- Fig. 11 Comparison of calculated result for SAR distribution in single-layered head model with measured ones (horizontal cut).

に一致している.これらの結果より,本論文で用いた 生体等価ファントムとサーモグラフィ法の組合せによ る SAR の実験的評価法は,突起物周辺や異質媒質境 界面上の SAR を評価するうえで,有用であることが 確認された.

ただし,図10,図11の結果は頭部リアルモデルを 一つの例として用い,突起物周辺や異質媒質境界面上 のSAR値が,どの程度精度良く実験的に評価できる かを検討したにすぎない.したがって,実際の人体頭 部内でも携帯電話機等の使用時に図10,図11に示し たような電力吸収が生じるというものではない.

5. む す び

携帯電話機使用時等のマイクロ波近傍界曝露におけ る人体内 SAR を実験的に評価する方法として,欧米 を中心に広く用いられている,DASY を中心とした 液体ファントムと電界プローブの組合せによるシステ ムに対し,本論文ではこれらのシステムが苦手とする 媒質境界面付近や,込み入った形状の媒質内における SAR を実験的に評価する方法として,千葉大学で開 発された生体等価ファントムとサーモグラフィ法の組 合せによる手法を提案し,その有用性を検討した.

具体的には,初めに人体頭部の多くを占める脳組織 と,これを包む頭蓋骨の媒質境界面付近 SAR が,本 論文の提案する手法で,どの程度実験的に評価可能か について人体頭部規範モデルを用いて検討を行った. その結果,実験的に評価した SAR 値と FDTD によ る計算結果は媒質境界面近傍を含めて良好な一致を見 せた.

つぎに,込み入った形状の媒質内 SAR 分布が,本 論文の提案する手法で,どの程度実験的に評価可能か について頭部リアルモデルを用いて検討を行った.検 討にあたっては,特に込み入った形状を有する耳翼周 辺に注目した.その結果,頭部リアルファントムモデ ルを用いた SAR 値とFDTD による計算結果は耳翼付 け根近傍を含めて良好な一致を見せた.

これらの検討結果より,本検討で用いた,生体等価 ファントムとサーモグラフィ法の組合せによる SAR の実験的評価法は,媒質境界面付近や複雑な形状の媒 質内においても高い精度で SAR 測定が可能であるこ とを示した.

しかし一方で,特に頭部リアルモデルファントムの 場合,耳翼周辺部の乾燥による電気定数の変化が無視 できないため,SAR測定精度が確保できるファントム の寿命期間が約2~3週間程度と短いことが判明した.

したがって,今後は乾燥に強い新たなファントム材 料を開発する必要があると考えられる.

更に,眼球や皮膚層などを考慮したより詳細な人体 頭部モデルの作成を検討している.また,実際の人体 形状データによる滑らかな表面の人体頭部ファントム モデルを作成し,階段近似モデルとの間の SAR 値の 差違についても検討する予定である.

謝辞 本検討で使用した解析用のリアリスティック 頭部モデルを快く御提供くださった第3種研究会「人 体電磁ファントム研究会」メンバの名古屋工業大学藤 原修教授に深く感謝いたします.また,実験装置の一 部貸与を快諾していただいた郵政省通信総合研究所横 須賀無線研究センタの渡辺聡一研究官に深く感謝いた します.

献

文

- 浜田哲也,渡辺聡一,田中利幸,多氣昌生,"携帯電話の マイクロ波曝露における局所ピーク SAR の頭部形状依 存性に関する検討",信学技報,EMCJ-97-10, pp.15-21, 1997.
- [2] M. Okoniewski and M.A. Stuchly, "A study of the handset antenna & human body interaction," IEEE Trans. Microwave. Theo. & Tech., vol.44, no.10, pp.1855–1864, Oct. 1996.
- [3] S. Watanabe, M. Taki, T. Nojima, and O. Fujiwara, "Characteristics of the SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a handheld portable radio," IEEE Trans. Microwave. Theo. & Tech., vol.44, no.10, pp.1874–1883, Oct. 1996.
- [4] N. Kuster and Q. Balzano, "Energy Absorption Mechanism by Biological Bodies n the Near Field of Dipole Antennas Above 300 MHz," IEEE Trans. Vehicular Technology, vol.41, no.1, pp.17–23, Feb. 1992.
- [5] 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. Theo. & Tech., vol.44, no.10, pp.1865–1873, Oct. 1996.
- [6] 古屋克己,浜田リラ,伊藤公一, "SAR 推定に用いる新 しい筋肉等価ファントムの開発"信学技報,AP-94-109, pp.35-42, 1994.
- [7] 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特性",信学論(B-II),vol.J81-B-II, no.12, pp.1126–1135, Dec. 1998.
- [8] 岡野好伸,長谷篤志,伊藤公一,"生体等価ファントムを 用いたサーモグラフィック法による SAR 測定法の基礎検 討",信学技報,EMCJ-97-86, pp.31-38, Dec. 1997.
- [9] 岡野好伸,長谷篤志,伊藤公一,"脳等価固体ファントムを 用いたサーモグラフィ法による SAR 測定法に関する基礎 検討"信学論(B), vol.J82-B, no.1, pp.167–176, Jan. 1999.
- [10] R.F. Cleveland, Jr. and T.W. Athey, "Specific Absorption Rate (SAR) in Model of Human Head Exposed to Hand-Held UHF Portable Radio," Alan R. Liss, Inc. Bioelectromagnetics 10 : pp.173–186, 1989.
- [11] 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. Theo. & Tech., vol.34, no.6, pp.671–680, June 1986.
- [12] 標準規格,"携帯型無線機端末の比吸収率測定法", ARIB STD-T56 1.0 版,電波産業会, 1998.
- [13] T. Kobayashi, T. Nojima, K. Yamada, and S.

論文 / リアルな人体頭部モデルを用いたマイクロ波曝露時における頭部内 SAR 分布の実験的評価法に関する検討

Uebayashi, "Dry phantom of ceramics and its application to SAR estimation," IEEE Trans. Microwave. Theo. & Tech., vol.41, no.1, pp.136–140, Jan. 1993.

- [14] H.C. Taylor and J.W. Hand, "Solution of canonical problems using the finite-difference time-domain method," Proc. of COST244, Roma, pp.87–89, Nov. 1994.
- [15] COST244 WG3, "Proposal for numerical canonical models in mobile communications," Proc. of COST244, Roma, pp.1–7, Nov. 1994.
- [16] 高井清文,藤原 修,"皮膚組織の電気定数と頭部リアルモ デルにおける SAR プロファイル",信学技報,EMCJ96-6, pp.9–14, 1996.
- [17] K.S. Kunz and R.J. Luebbers, "The finite difference time domain method for electromagnetics," CRC Press, 1993.
- [18] 浜田哲也,若柳晴彦,渡辺聡一,多氣昌生,"携帯電話に よ人体頭部の局所 SAR に対する耳翼の影響",平 10 信学 ソ全大, B-4-57, 1998.
- [19] 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,EMCJ-98-41, pp.7-14, Sept. 1998.

(平成 10 年 10 月 12 日受付, 12 月 28 日再受付)



伊藤 公一 (正員)

昭51千葉大大学院修士課程了.同年東 工大工学部助手.昭54千葉大工学部助手, 平1同助教授,平9同教授となり,現在に 至る.プリントアンテナ,線状アンテナ,小 形アンテナ,ハイパサーミア用アンテナな どの研究に従事.工博.IEEE,映像情報

メディア学会,日本ハイパーサーミア学会各会員.



高橋 応明 (正員)

平1東北大・工・電気卒.平6東工大大 学院博士課程了.同年武蔵工大助手,現在, 同講師.衛星放送受信用アンテナ,小形ア ンテナ等の研究に従事.工博.IEEE会員.



岡野 好伸 (学生員)

平6千葉大大学院工学研究科修士課程了. 同年日本放送協会(NHK)入局.平8同退 局.同年千葉大大学院自然科学研究科入学. 平10同後期3年博士課程了.現在,通產 省工業技術院電子技術総合研究所勤務.博 士(工学).在学中,携帯無線通信機用小

形アンテナの研究に従事.IEEE 会員.



長谷篤志(学生員)

平9千葉大・工・電気電子卒.同年同大 大学院自然科学研究科入学.現在,同修士 課程在学中.携帯無線通信機による人体へ の電磁波曝露に関する研究に従事.平9年 度本会東京支部学生会学生研究発表会奨励 賞受賞.