

電磁波曝露による生体組織内での温度上昇測定用ファントムの開発

廣江 敦士[†] 齊藤 一幸^{††a)} 高橋 応明^{††} 伊藤 公一^{†††}Development on Phantom for Measurement of Temperature Rises
Inside Biological Tissue by Electromagnetic Waves ExposureAtsushi HIROE[†], Kazuyuki SAITO^{††a)}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Koichi ITO^{†††}

あらまし 人体近傍での使用を前提とした携帯無線端末が広く普及しており、これらの通信機器より発生する電磁波エネルギーの人体への吸収量は、SAR (Specific Absorption Rate: 比吸収率 [W/kg]) で評価される。ここで、安全性の観点からは、その出力に注意を払う必要があり、これらの無線端末が高出力で用いられた場合は、体内での温度上昇について議論する必要がある。現在、コンピュータシミュレーションにより体内での温度上昇を算出する方法は行われているものの、実験的な検討はほとんどなされていない。そこで本論文では、生体組織の電気定数や熱定数に加え、組織内を流れる血液を動的に模擬したファントムを開発した。また、ハイパサーミア用同軸スロットアンテナを用いた加温実験により、血流量を変化させた場合の体内での温度上昇を測定することで、開発したファントムの有効性を検証した。

キーワード ファントム, 血流, 温度上昇, 同軸スロットアンテナ

1. ま え が き

携帯電話に代表されるように、人体近傍での使用を前提とした無線端末機器が広く普及しており、これらの機器から発生する電磁波と生体との相互作用について工学的及び生物学的立場から幅広い研究がなされている。その中でも、安全性という観点からいえば、比較的周波数の高いマイクロ波の熱的作用について検討を行う必要があり、電磁波エネルギーの生体への吸収量は SAR (Specific Absorption Rate: 比吸収率 [W/kg]) で評価される。SAR は、電磁界における発熱源を表し、これに基づいた電磁波の安全基準が我が国においてもガイドラインとして定められている [1]。

携帯電話以外にも電磁波の用途は広く、例えば通信分野では、携帯電話より比較的出力が高く、使用周波

数の低い業務用無線端末機がある。無論、その安全性については十分検討されているが、使用方法によっては、局所的に SAR が高くなることが予想され、このような場合は体内での温度上昇を発生させるおそれがある。また、医療分野では、数 T (テスラ) の静磁界内に被検体を置き、体内の断層画像を撮像する MRI (Magnetic Resonance Imaging) が挙げられる。これは、撮像時に波高値の大きなパルス状電磁波を用いていることから、生体への電磁波エネルギーの吸収量を無視できない場合もある [2]。一方、電磁波による生体への熱的作用を利用した治療の研究が広く行われている。代表的なものには、がん細胞と正常細胞の熱的感受性の違いを利用し、患部周辺を 42~43 °C 以上に加温することで、正常細胞を損傷させることなく、がん細胞のみを的確に殺傷するがんの温熱療法 (ハイパサーミア)、がん細胞を電磁エネルギーにより高温に加熱し凝固させるがんの凝固療法、アプリケーションなどが挙げられる [3]。このように、通信機器や医療環境の安全性あるいは治療機器の性能評価は、従来、SAR を用いて行われているものの、生体組織への作用を評価する場合は、体内での温度上昇についても議論を行う必要がある。

[†] 千葉大学大学院自然科学研究科, 千葉市

Graduate School of Science and Technology, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{††} 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター, 千葉市
Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{†††} 千葉大学大学院工学研究科, 千葉市
Graduate School of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: kazuyuki_saito@faculty.chiba-u.jp

体内での温度上昇の計算方法について、数値モデルを用いた検討はこれまでにいくつも行われている(例えば [4], [5])。一方、その実験的評価法については、SAR 測定用に開発されたファントム(人体の電気定数や形状を模擬したもの)[6], [7]を用いた検討が行われているものの、血流を考慮した温度測定用ファントムはほとんどなく、寺田らにより検討されているのみである [8]。しかしながら、文献 [8] では、ファントムの電気定数を食塩水と見立てていることや、生体組織をフェルトで構成していることなどから、生体組織の電氣的及び熱的特性を十分に模擬しているとはいえない。

そこで本論文では、これまでに筆者らが開発を行い、生体組織の電気定数及び熱定数などの静的特性を模擬した生体等価固体ファントム [6] を応用し、生体組織内の毛細血管を流れる血液を動的に模擬した構造を付加することで、体内での温度上昇の測定を目的としたファントムを開発した。ここで、ファントムに求められる性質は、電磁波照射による体内での温度上昇を模擬することである。したがって、電氣的及び熱的特性を完璧に模擬することではない。

更に、開発したファントムの有効性評価のため、高い温度上昇が得られるハイパーミア用アンテナによる加温実験を行った。また、得られた測定値を、コンピュータシミュレーションによる推定値と比較した。

2. ファントムの構造

図 1 に、本研究で開発したファントムの構造を示す。まず、筆者らが開発し、文献 [6] で詳細が説明されているファントムをひも状に加工する。次に、このひも状ファントムを容器に入れ、ファントム同士の間に

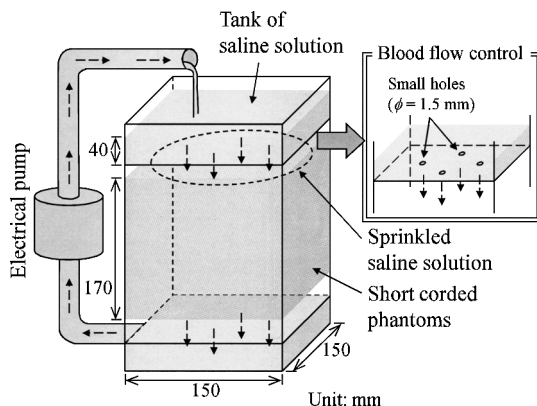


図 1 ファントムの構造

Fig. 1 Structure of the phantom.

食塩水を還流させることで、血流による冷却作用を再現する。以下に、その詳細について述べる。

まず、文献 [6] で紹介されている手順に沿って作製した寒天溶液を口細のビニル容器に移し、水を張った容器に対して、細長いひも状に搾り出すことで寒天溶液を短時間で凝固させる。これにより、比較的簡単かつ大量に、ひも状のファントム(直径約 2~3 mm, 長さ数十 mm の任意に蛇行した形状)を作製することが可能である。次に作製したひも状のファントムをアクリルケースの内部に敷き詰める。敷き詰めたファントムの質量は 2,900 g で、体積は $150 \times 150 \times 170 \text{ mm}^3$ であった。このとき、ひも状ファントムを充てんさせた空間体積に対する、ファントムの占める割合(充てん率)は約 75%であった。

次に、血液の導電率と近い値を示す質量パーセント濃度 0.35%の食塩水(2.45 GHz において比誘電率 $\epsilon_r = 77.7$, 導電率 $\sigma = 2.87 \text{ S/m}$)[8]を用意する。この食塩水を、ひも状ファントムの間隙を流れるようにして循環させることで、生体内の血流による冷却効果を模擬する。このとき、ファントムのすき間には、食塩水だけでなく、空気もわずかに混在した状態ではある。しかしながら、本ファントムは、体内の温度上昇を模擬するためのものであり、生体の構造を模擬することは本来の目的ではないので、本ファントムと生体との構造の差異や、食塩水及び空気層を含めた電気定数などについての詳細は議論しない。

図 1 に示す矢印は食塩水の流れる方向を示している。ここで、アクリルケースの上方に設けられた貯水タンクの底面には直径 1.5 mm の小さな穴が複数設けられており、これらの穴の数を変化させることで食塩水の流量を制御することが可能である。また、ファントム底面にも、同様の穴を設けたアクリル板を設置することで食塩水は停滞することがなく、電動ポンプを用いることで還流する構造とした。このとき、貯水タンクの水位を 40 mm (一定)とし、流速を一定に保った。また、ファントムに対し食塩水は均一に散布されることを、着色した食塩水を還流させる実験により確認した。

3. ファントムの特性

3.1 電気定数と熱定数(静的特性)

表 1 には、開発したファントムの主な構成要素であるひも状ファントムの物性定数を示す。前章で述べたように、本ファントムは食塩水や空気層を含んだ状態

表 1 ファントムと筋肉組織（目標値）の物性定数
Table 1 Physical properties of the phantom and the muscle tissue (target values).

	Phantom	Muscle (Target) [9], [10]
Relative permittivity ϵ_r	48.6	47.0
Conductivity σ [S/m]	2.17	2.21
Density ρ [kg/m ³]	1,000	1,020
Specific heat c [J/kg·K]	3,780	3,500
Thermal conductivity κ [W/m·K]	0.54	0.60

ϵ_r, σ is the value at 2.45 GHz.

で使用する。しかしながら、本ファントムにおいて人体の電気定数及び熱定数を模擬することは本来の目的ではないため、食塩水及び空気層を含めたファントム全体の電気定数及び熱定数についての議論は行わない。なお、表 1 には、目標値として筋肉組織における文献値を併せて示す。表 1 より、ひも状ファントムと筋肉（目標値）との電気定数 (2.45 GHz) の差異は、±5%以内、熱定数の差異は、±10%以内であった。なお、比誘電率及び導電率の測定は、誘電率プローブキット（アジレント・テクノロジー（株）、85052B）を使用し、比熱及び熱伝導率は、それぞれ断熱型連続法、熱線法による測定値である（（株）アグネ技術センターによる測定）。

3.2 血流量の設定（動的特性）

表 2 に、開発したファントムの食塩水の流量と、文献 [10] を参考にした生体組織の血流量を示す。ここで、両者の値は必ずしも一致しない。なぜならば、本ファントムは、体内の温度上昇（言い換えるならば、体内の血流による冷却作用）を模擬することを目的としており、生体組織の血流量を模擬するものではないからである。なお、文献 [10] では、生体の筋肉組織における血流量は $8.30 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$ と紹介されており、今回は、この血流量を計算における基準値とする。なお、計算については次章で述べる。一方で、計算モデルと同等の冷却作用を再現するファントムを作製し、このファントムを基準（以下、モデル A）とした。このとき、還流させた食塩水の流量は $2.37 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$ であった。次に、食塩水の流量を 2 倍及び 1/2 倍にした実験モデル（以下、それぞれをモデル B、モデル C）を作製する。このとき、モデル B、C における食塩水の流量はそれぞれ $4.55 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$ 、 $1.50 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$ であり、誤差はあるものの、流量比はおおよそ 1 : 2 : 0.5 となることを確認した。また、数値計算においても同様の比率になるように、モデル B、C における血流量

表 2 食塩水の流量と血流量

Table 2 Amount of the saline solution and blood flow rate.

Simulation model	Ratio	Saline solution (Measurement) [$\times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$]	Blood (Calculation) [$\times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$]
A	1	2.37	8.30
B	2	4.55	16.6
C	0.5	1.50	4.15
D	-	0.0	0.0

を設定した。最後に、比較として、血流が存在しない場合を想定し、ひも状ファントムのみが存在し、食塩水を使用しない実験モデル（以下、モデル D）を作製した。

4. 数値計算

実験による測定結果の妥当性を評価するには、血流を考慮した際の体内での温度上昇を知る必要がある。コンピュータシミュレーションによる体内の温度上昇は、以下の (1) 式で表される生体熱輸送方程式を解析することで算出される。

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \kappa \nabla^2 T - \rho \rho_b c_b F (T - T_b) + \rho \cdot \text{SAR} \quad (1)$$

ただし、

T : 温度 [°C], t : 時間 [s], ρ : 生体組織の密度 [kg/m³], c : 生体組織の比熱 [J/kg·K], κ : 生体組織の熱伝導率 [W/m·K], ρ_b : 血液の密度 [kg/m³], c_b : 血液の比熱 [J/kg·K], T_b : 血液の温度 [°C], F : 生体組織の血液流量率 [$\text{m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$] である。また、右辺第 1 項は熱拡散を、第 2 項は血流による熱消失を、第 3 項は生体内における発熱を表す。ただし、SAR とは、損失媒質が単位質量当りに吸収する電磁波エネルギー量を表し、FDTD (Finite Difference Time Domain: 有限差分時間領域) 法 [11] を用いて計算を行った。なお、本研究では、生体組織として筋肉を想定しているため、これら一連の計算には、表 1、表 2 に示す筋肉組織の物性定数を用いた。また、血液の密度と比熱はそれぞれ、 $\rho_b = 1,060 \text{ kg/m}^3$ 、 $c_b = 3,960 \text{ J/kg}\cdot\text{K}$ とし [10]、血液の温度は生体の初期温度と等しいと仮定した。

5. 加温実験

5.1 加温用アンテナと実験モデル

まず、図 2 に、本ファントムを加温する際に用いたマイクロ波組織内加温用同軸スロットアンテナ [12] の構造を示す。本アンテナは、直径約 1.2 mm、長さ 140 mm の同軸ケーブルの先端部において外導体と内

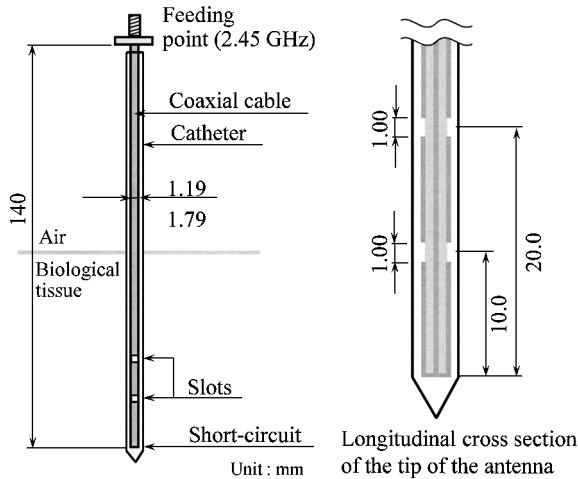


図 2 マイクロ波組織内加温用同軸スロットアンテナの構造
 Fig. 2 Structure of the coaxial-slot antenna for microwave interstitial heating.

導体を短絡し、先端から 10 mm 及び 20 mm の位置において外導体を幅 1 mm にわたってリング状に取り除いたスロット部を形成することで作製されている。このアンテナは、ハイパーミア用に開発されたアンテナであり、アンテナ先端部を腫瘍部に直接刺入することで、患部を局所的に加温することが可能である。このアンテナの動作周波数は ISM (Industrial, Scientific and Medical) バンドの 2.45 GHz であり、その治療効果は既に報告済みである [13]。

次に、図 3 に、同軸スロットアンテナを用いた実験モデルを示す。アンテナは、アクリルケースに穴を空けることでファントムに対し側面から刺入し、アンテナの先端に近い方のスロット部がファントム部分の中央に位置するように配置した。このとき、刺入した点からアンテナ先端部までの長さは 80 mm であった。また、温度の測定には蛍光式光ファイバ温度計 (Luxtron Co., Model 790) を用い、還流させた食塩水ではなくファントム内部の温度を測定するため、温度計のプロブ先端部がひも状に加工したファントム内に存在するようにした。観測した点は、図 3 に示すように、アンテナの先端に近い方のスロットから径方向に 5 mm, 10 mm 離れた 2 点とし、それぞれの観測点はアンテナ軸と同一水平面内に位置している。アンテナへの給電には、最大出力約 60 W のマイクロ波発生器を使用した。なお、この装置は実際の治療で用いられているものと類似のものである。

5.2 測定結果

図 4 (a), (b) に、それぞれ観測点がスロットから

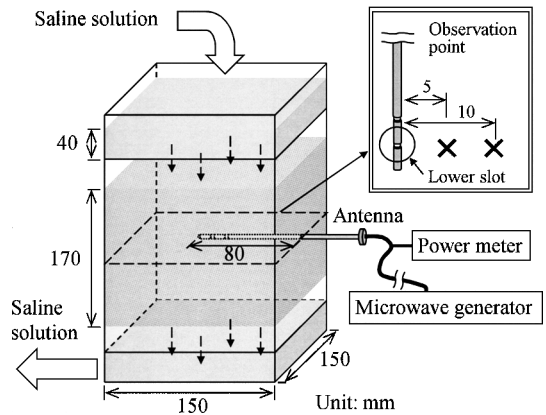


図 3 実験モデルと観測点
 Fig. 3 Phantom model for measurement and observation points.

5 mm, 10 mm の点における測定結果の一例を示す。加温時間は 300 s とし、横軸は加温開始からの時間 [s] を、縦軸は、加温開始からの温度上昇値 [°C] を示す。なお、ファントムと還流させた食塩水の温度を均一にするため、食塩水を十分還流させ、食塩水とファントムの温度が等しくなった (差異が ±0.3 °C 以内) 後に、電磁波の照射を行った。更に、電磁波の照射後に、還流させた食塩水の温度上昇はなかった。また、図中の A~D はそれぞれ、3.2 で示した実験モデルにおける測定結果である。モデル A, B, C, D におけるスロットからの放射電力はそれぞれ、6.1 W, 7.4 W, 7.5 W, 6.0 W であった。ここで、放射電力に差異が生じたのは、食塩水の流量によりアンテナの入力インピーダ

ンスが変動したためであると考えられる。また、コンピュータシミュレーションにより計算した結果も併せて示した。以下では、これらの測定結果の考察を行う。

(1) 食塩水の流量の違いによる温度上昇の変化

図 4(a) より、加温終了直後の温度上昇値は、D → C → A → B の順にそれぞれ、36°C、25°C、14°C、8°C であった。また、図 4(b) より、同様に、20°C、14°C、5°C、3°C の温度上昇をそれぞれ観測した。これより、血流量が少ない順 (D → C → A → B) に、ファントムの温度上昇が高いことを確認した。これは物理的に矛盾のない結果である。

(2) 血流の有無による経時変化の違い

血流の有無に着目すると、図 4 のモデル D では、加温開始から加温終了まで温度が上昇し続けているのに対し、A ~ C では、それ以上温度が上昇しない熱的定常状態を確認した。例えばモデル A では、加温開始 120 s 後あたりから加温終了までの温度がほぼ一定値であった。このことから本ファントムは、食塩水の流量に応じた冷却効果が再現可能であることを示した。ま

た、還流させた食塩水の流量を $2.37 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$ (モデル A) とした際に、本論文で定めた筋肉組織内の血流量 ($8.30 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}\cdot\text{s}$) とほぼ同等の冷却効果を再現できることを示した。

(3) 加温終了後の温度分布

図 4(a), (b) より、モデル A ~ C においては、加温終了後の温度推移が数値計算結果と良好に一致していることを確認した。しかしながら、図 4 中のモデル D においては、ひも状ファントム間の空気の影響で、加温終了後の温度推移は数値計算結果とあまり一致しなかった。ここで、文献 [14], [15] によると、これらの加温終了後の温度推移より、各ファントムモデルのおよその血流量を見積もることができそうである。そこで、今後は、上記のモデル D のような問題点を解決した上で、加温終了後の温度推移より、血流量を見積もるといことも検討していきたい。

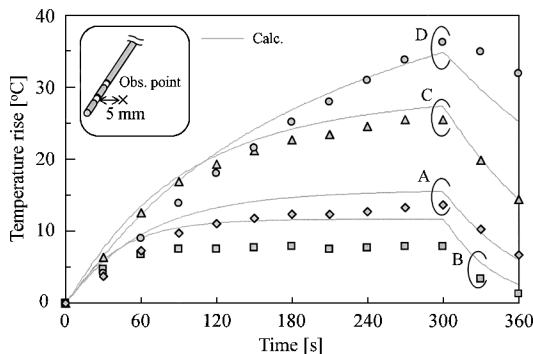
6. む す び

本研究では、生体組織中の血流を考慮することで体内の温度上昇を測定するファントムを開発した。また、ハイパーミア用同軸スロットアンテナを用いた加温実験を行い、得られた測定値を筋肉の血流量と仮定した数値計算結果と比較することで、本ファントムの有効性について検討した。その結果、実験により得られた温度上昇が数値計算と良好に一致することから、本ファントムは筋肉組織中の血流による冷却作用を模擬可能なファントムであることが示された。また、還流させた食塩水の流量を変化させることで、ファントム内での温度上昇が異なった値を示すことから、血流量の異なる様々な組織あるいは状態をモデル化することが可能であると推測できる。今後は、ファントムを構成しているひも状ファントムが固体であるという特長を生かして、場所により形状あるいは充填率の異なるモデルを作製することで、血流量が空間的に異なった複雑なモデルへと応用していく予定である。このためにも、ファントムの作製精度や還流させた食塩水の流量の再現性の更なる向上が必要であり、ひも状ファントムの最適な充てん方法を検討することも必要である。

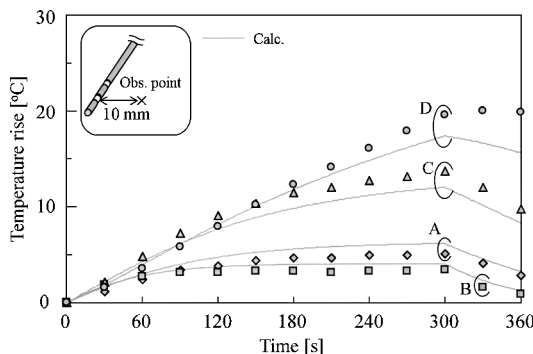
謝辞 本研究の一部は、平成 18 年度科学研究費補助金 (若手研究 (B)) 課題番号 18760247) により行われた。

文 献

[1] 総務省 (旧郵政省) 電気通信技術審議会答申、諮問第 38 号「電波利用における人体の防護指針」1990.



(a) スロットから距離が 5 mm の点における温度上昇



(b) スロットから距離が 10 mm の点における温度上昇

図 4 温度上昇の経時変化

Fig. 4 Transition of temperature rises.

- [2] J. Chen, Z. Feng, and J.M. Jin, "Numerical simulation of SAR and B_1 -field inhomogeneity of shielded RF coils loaded with the human head," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.45, no.5, pp.650-659, May 1998.
- [3] A. Rosen, A.J. Greenspon, and P. Walinsky, "Microwaves treat heart disease," *IEEE Microw. Mag.*, vol.8, no.1, pp.70-75, Feb. 2007.
- [4] 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.
- [5] A. Hirata, G. Ushio, and T. Shiozawa, "Calculation of temperature rises in the human eye exposed to EM waves in the ISM frequency bands," *IEICE Trans. Commun.*, vol.E83-B, no.3, pp.541-548, March 2000.
- [6] 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.
- [7] 井山隆弘, 垂澤芳明, 上林真司, 野島俊雄, 藤原 修, "固体ファントムを用いた電界プローブ固定型局所 SAR 測定装置," *信学論 (B)*, vol.J85-B, no.5, pp.631-639, May 2002.
- [8] 寺田矩芳, 雨宮好文, "ハイパサーミア用ダイポールアレイアプリケーションによるダイナミックファントム加温実験," *信学論 (B)*, vol.J67-B, no.2, pp.163-170, Feb. 1984.
- [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 (see(<http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh>)).
- [10] P.M. Van Den Berg, A.T. De Hoop, A. Segal, and N. Praagman, "A computational model of the electromagnetic heating of biological tissue with application to hyperthermic cancer therapy," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-30, no.12, pp.797-805, Dec. 1983.
- [11] 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.
- [12] 伊藤公一, 黒川 悟, 上野公志, "細い同軸ケーブルによるハイパサーミア用侵襲形アプリケーション," *信学技報*, A-P 88-75, Oct. 1988.
- [13] K. Saito, H. Yoshimura, K. Ito, Y. Aoyagi, and H. Horita, "Clinical trials of interstitial microwave hyperthermia by use of coaxial-slot antenna with two slots," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.52, no.8, pp.1987-1991, Aug. 2004.
- [14] A.J. Milligan, P.B. Conran, M.A. Ropar, H.A. McCulloch, R.K. Ahuja, and R.R. Jr. Dobelbower, "Predictions of blood flow from thermal clearance during regional hyperthermia," *Int. J. Radiation Onc. Biol. Phys.*, vol.9, pp.1335-1343, April 1983.
- [15] 青柳 裕, 兼平千裕, 小堀賢一, 望月幸夫, 原田尚彦, "Microwave 組織内加温-臨床例 10 例の腫瘍血流量の解析と加温針の至適刺入間隔について," *J. Jpn. Soc. Ther. Radiol. Oncol.*, vol.1, no.1, pp.69-75, Feb. 1989.

(平成 19 年 2 月 16 日受付, 6 月 7 日再受付)



廣江 敦士 (正員)

平 19 千葉大学大学院博士前期課程了。同年, オリンパス(株)入社。在学中, 人体と電磁波の相互作用評価に関する研究に従事。日本ハイパーサーミア学会会員。



齊藤 一幸 (正員)

平 13 千葉大学大学院博士後期課程了。博士(工学)。現在, 千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター・助教。マイクロ波の医療応用及び人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。平 12 IEEE AP-S Japan Chapter Young Engineer Award, 平 16 本会学術奨励賞など受賞。平 12 日本学術振興会特別研究員。IEEE, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会会員。



高橋 応明 (正員)

平元東北大・工・電気卒。平 6 東工大・大学院博士課程了。同年武蔵工大・工・電気・助手。同大講師を経て, 平 12 東京農工大・工・電気電子・助教授。平 16 千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター・助教授。平 19 同・准教授。衛星放送受信アンテナ, 平面アンテナ, 小型アンテナ, RLSA, 環境電磁工学, 人体と電磁波の研究に従事。工博。IEEE シニア会員。



伊藤 公一 (正員:フェロー)

昭 49 千葉大・工・電子卒。昭 51 同大大学院院修士課程了。同年東工大・工・助手。昭 54 千葉大・工・助手, 平元同助教授, 平 9 同教授, 平 15 同大フロンティアメディカル工学研究開発センター教授, 平 17 同大副理事(産官学連携・知的財産担当), 平 18 同大・工・教授, 平 19 同大大学院教授となり, 現在に至る。主として, がん治療用マイクロ波アンテナ等の医療応用, 移動通信用小形アンテナ, 人体通信, ファントムを用いた人体と電磁波との相互影響評価の研究に従事。工博。著書「Handbook of Microstrip Antennas」(UK, 共著), 「Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications」(Artech House, 共著)など。現在, IEEE AP-S 論文誌編集委員, Distinguished Lecturer 及び AdCom 委員。IEEE Fellow, AAAS, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会, 日本シミュレーション学会各会員。