

同軸ダイポールアンテナを用いたマイクロ波組織内加温における
加温領域制御——脳腫瘍治療への導入を目指して——

菊池 悟^{†a)} 齊藤 一幸^{††} 高橋 応明^{††} 伊藤 公一^{†††}

Control of Heating Pattern for Interstitial Microwave Hyperthermia by a Coaxial-Dipole Antenna——Aiming at Treatment of Brain Tumor——

Satoru KIKUCHI^{†a)}, Kazuyuki SAITO^{††}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Koichi ITO^{†††}

あらまし マイクロ波組織加温法は、微細径マイクロ波アンテナを患部に刺入して、腫瘍部のみを選択的に加温するがんの温熱療法（ハイパーミア）の一手法である。筆者らは、脳腫瘍に対する本治療法の臨床応用を目指して検討を行っている。脳腫瘍の治療では、他の臓器以上に“腫瘍部以外は加温しない”ということが厳密に求められる。したがって、腫瘍部分に局限した加温領域を生成可能なアンテナの開発が必要である。ここで、アンテナの径方向の加温領域制御は、複数本のアンテナを用いてアレーアプリケーションを構成することで可能であるものの、その軸方向における加温領域制御は比較的難しい。本論文では、軸方向での加温領域制御を可能とするために、同軸ダイポールアンテナを導入し、その構造の改良を行った。更に、実際に脳腫瘍の治療に適用することを想定して、MR 画像より作成した腫瘍を含む数値計算モデルを用いて、数値計算により、改良した同軸ダイポールアンテナの有効性を確認した。

キーワード 同軸ダイポールアンテナ, MR 画像, 脳腫瘍, SAR 分布, 温度分布

1. ま え が き

近年、電磁波を利用した技術は、通信や放送への利用だけでなく、医療分野にも幅広く応用され、特にマイクロ波が生体に与える熱的作用を医療に応用した研究が行われている [1], [2]。その一つに、マイクロ波アンテナを用いたがんの温熱療法（以降ハイパーミアと呼ぶ）がある。この治療法は、42～43°C を境に、正常細胞とがん細胞の温熱感受性に明確な差が生じ、がん細胞の生存率が急激に低下するという生物学的根拠 [3], [4] に基づいた治療法である。したがって、がん細胞のみを的確に加温することにより、正常細胞に障

害を与えることなく、がん細胞のみを選択的に殺傷することが可能である。代表的ながんの治療法としては、外科的な切除により患部を摘出する手術療法、放射線の照射によって治療を行う放射線療法、抗がん剤を注射または服用する化学療法がある。これらの治療法に比べてハイパーミアは、人体に対する侵襲度や副作用の面で患者への負担が軽く、患者の QOL (Quality Of Life) の向上に有望な治療法である。更に、ハイパーミアは、単独でもがん細胞の殺傷効果を示すものの、放射線療法や化学療法と併用することにより、高い増感効果が得られることが分かっている。

このハイパーミアには、加温形態の違いによって内部加温法や外部加温法などの方式がある。本論文では、内部加温法の一形態であるマイクロ波組織内加温法を検討する。この手法は、微細径マイクロ波アンテナを患部に刺入し、アンテナより放射されるエネルギーによって、アンテナ先端部に局所的な加温領域を生成し、加温を行うものである。筆者らはこれまで、マイクロ波組織内加温用アンテナの一つである同軸スロットアンテナを用いて、数例の臨床応用を行い、

[†] 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

^{†††} 千葉大学工学部, 千葉市
Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: kikuchi@graduate.chiba-u.jp

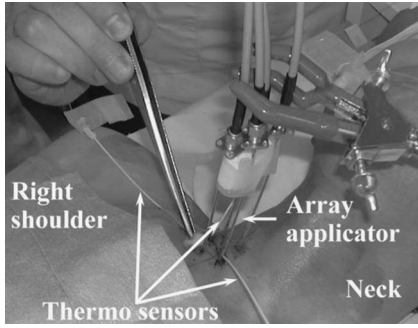


図 1 治療風景
Fig. 1 View of a treatment.

その有効性を確認した [5] (図 1 に治療風景の一例を示す)。

一方、筆者らは、脳腫瘍に対する本治療法の臨床応用を目指して、検討を進めている。脳腫瘍は、悪性度が高い場合が多く、また、外科的に摘出することが難しいため、温熱療法を加えた集学的治療が期待される。更に、脳は血流の非常に多い臓器であるために血流による冷却が大きく、腫瘍部分のみの選択的加温が期待できる。しかしながら、脳組織は他の臓器と異なり、頭蓋骨に囲まれた特殊な臓器であることや、加温による正常な脳組織の熱損傷は許されないという一面も持っている。

本論文では、脳腫瘍に本治療を適用するために、腫瘍部分のみに限局した加温領域を生成できるアンテナを開発することを目標とする。ここで、マイクロ波組織内加温法におけるアンテナ径方向の加温領域制御は、複数本のアンテナを用いたアレー構造とすることで可能であるものの、その軸方向における加温領域制御は、比較的難しいということが分かっている。そこで、同軸ダイポールアンテナ [6] を導入し、アンテナ軸方向の加温領域制御について検討した。これまでの検討 [7] では、生体組織に刺入したアンテナ先端部において、約 20 mm の加温領域を発生させることが可能であった。そこで本論文では、アンテナ軸方向において、30, 40, 50 mm の加温領域を発生させることを目標に、加温領域制御について検討を行う。そして、目標とする加温領域の一つである 40 mm の加温領域を生成可能なアンテナを試作し、数値計算と実測により本アンテナの有効性を確認する。更に、提案した同軸ダイポールアンテナによる治療の有効性を示すため、実際の脳腫瘍患者の MR 画像において組織の同定を行い、数値

計算モデルを作成した。そして、このモデルの腫瘍部分に同軸ダイポールアンテナを配置し、数値計算によりアンテナ周辺の加温分布を算出した。

本論文では、まず 2. において数値計算に用いた解析手法、及び SAR 測定手法について概説する。続いて、3. において同軸ダイポールアンテナを用いた加温領域制御について述べる。更に、4. において同軸ダイポールアンテナを脳腫瘍の治療に適用した際の有効性について述べる。最後に、5. において結論を述べる。

2. アンテナ特性の評価方法

2.1 数値解析手法

ここでは、数値計算によるアンテナ先端部における加温特性の評価について述べる。アンテナの加温特性の検討は、アンテナ周辺の SAR (Specific Absorption Rate) 分布と温度分布をもって行う。まず、FDTD (Finite Difference Time Domain) 法により、アンテナ周辺の電磁界分布を算出し、この結果を式 (1) に代入することにより、SAR 分布を算出する。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であるため、これが生体内の発熱源となる。

$$\text{SAR} = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad [\text{W/kg}] \quad (1)$$

ここで

σ : 生体組織の導電率 [S/m], ρ : 生体組織の密度 [kg/m³], E : 電界 (実効値) [V/m] である。

次に、前段階で算出された SAR を発熱源として、式 (2) に示す、生体熱輸送方程式 [8] を数値解析する [9] ことで生体内温度分布を算出する。

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

ここで

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 : 生体組織中を循環する血液の密度 [kg/m³], c_b : 血液の比熱 [J/kg·K], T_b : 血液の温度 [°C], F : 血液流量率 [m³/kg·s] である。また、式 (2) において、右辺第 1 項は熱伝導率、第 2 項は血液による熱輸送、第 3 項は電界による発熱を示す。

本論文では、アンテナの FDTD 解析モデルを作成するにあたり、アンテナ軸と垂直な面内 (図 2 における xy 面) では階段近似によりアンテナ形状を表現した。また、この面内においてはアンテナ部分を細かく、アンテナから離れるに従って粗くする不均一格子

を用いた．なお，温度分布解析においても FDTD 解析と同様の格子を用い，生体組織中（図 2 における $z > 0$ の領域）のみを解析した．これら以外の詳細は，文献 [10] と同様である．

2.2 SAR 測定手法

SAR 測定には，サーモグラフィ法を用いた [11]．この手法では，マイクロ波エネルギーによりファントムを短時間加熱し，ファントム表面の温度上昇を観測することで，式 (3) よりアンテナ周辺の SAR 分布を算出することが可能である．なお，式 (3) は，ファントム加熱中においてファントム内での熱伝導を無視したという仮定のもとに成立する関係式であるため，加熱時間を十分に短くする必要がある．

$$SAR = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad [W/kg] \quad (3)$$

ここで

c : ファントムの比熱 [J/kg·K]， ΔT : ファントムの温度上昇値 [K]， Δt : 加熱時間 [s] である．

3. 同軸ダイポールアンテナによる加熱領域制御

3.1 アンテナの構造

図 2 に，同軸ダイポールアンテナの基本構造を，表 1 に，本論文で検討対象とした同軸ダイポールアンテナの構造パラメータ，及び各部における比誘電率を示す．なお，給電周波数は，ISM 周波数の一つである 2.45 GHz とした．本アンテナは，直径 1.19 mm の同軸ケーブルより作製した，スロットを一つ設けた同軸スロットアンテナ [12] のスロットの両端に，スリーブを設けたものである．これまでの検討 [13] により，同軸ダイポールアンテナのスリーブ部分のみに加熱領域を発生させることが可能であることが分かった．そこで本論文では，スリーブ長を調整することにより，アンテナ軸方向における加熱領域制御を検討する．文献 [13] では， $L_{ts} = L_d = 10 \text{ mm}$ ($2L_d = 20 \text{ mm}$) とし，アンテナ軸方向に 20 mm の加熱領域を発生させることが可能であった．

ところで，同軸スロットアンテナ（スロットを一つ設けたアンテナ），同軸ダイポールアンテナとともに，その入力インピーダンスに最も支配的であるのはスロット位置であり，前者においてアンテナ先端からスロット中心までの距離 (L_{ts}) を変化させるとその入力特性は，図 3 のように変化する．したがって，例えば 40 mm の加熱特性を得るべく $L_{ts} = 20 \text{ mm}$ とすると，その

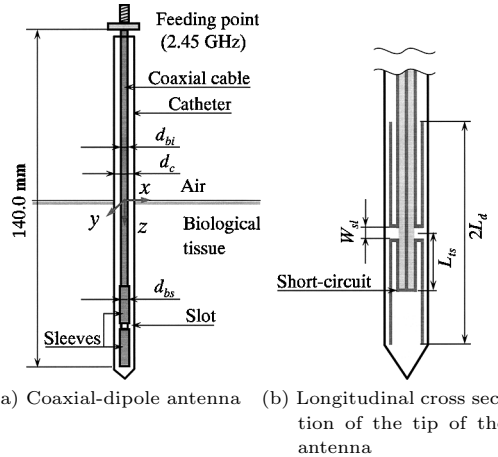


図 2 同軸ダイポールアンテナの基本構造
Fig.2 Basic configuration of the coaxial-dipole antenna.

表 1 同軸ダイポールアンテナ各部寸法及び比誘電率
Table 1 Dimensions and relative permittivities of the coaxial-dipole antenna.

寸法 [mm]	
d_{bi} (同軸ケーブル直径)	1.19
d_{bs} (スリーブの外径)	2.19
d_c (カテーテル外径)	2.80
L_{ts} (先端からのスロット位置)	10.0
W_{sl} (スロットの幅)	1.00
$2L_d$ (スリーブ長)	30.0 ~ 50.0
比誘電率	
同軸ケーブル内誘電体	2.03
カテーテル	2.03

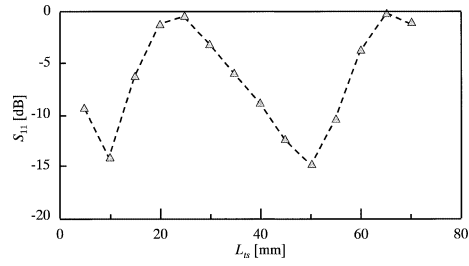


図 3 スロット位置変化による S_{11} の変化
Fig. 3 S_{11} vs. Position of the slot.

入力特性は極めて悪いことが分かる．そこで本論文では， $L_{ts} = 10 \text{ mm}$ かつ $L_{ts} \neq L_d$ とし，アンテナ軸方向に 30, 40, 50 mm の加熱領域を発生させるべく $L_d = 15, 20, 25 \text{ mm}$ である同軸ダイポールアンテナについて検討を行う．

3.2 スリーブ長変化による SAR 分布

図 4 に，スリーブ長 $2L_d = 30, 40, 50 \text{ mm}$ にお

ける同軸ダイポールアンテナ周辺の SAR 分布 (入射電力 1.0 W で規格化した計算結果) を示す. ここで, SAR 分布の観測ラインは, アンテナ中心軸から約 3.0 mm 離れた z 軸に平行なラインである. 図 4 より, $2L_d = 30$ mm では, スロット位置 ($z = 55$ mm) 付近でピークを示す. また, 上部スリーブよりも給電点に近い側, すなわち $z < 40$ mm での SAR は, ピーク値に比べて十分に低い値である. 同様に, $2L_d = 40$, 50 mm についても, スロット位置 ($z = 50, 45$ mm) 付近でピークとなり, 上部スリーブよりも給電点に近い側 ($z < 30, 20$ mm) での SAR は十分に低い. これらの結果より, 本アンテナのスリーブ長を $2L_d = 30, 40, 50$ mm とすることで, アンテナ先端部の SAR は, スリーブ部分に集中し, 軸方向に加温領域制御が可能であることが確認できる. なお, これらのアンテナの入力特性は, いずれも $S_{11} < -10$ dB であり, 実用上問題のないレベルであることを確認した.

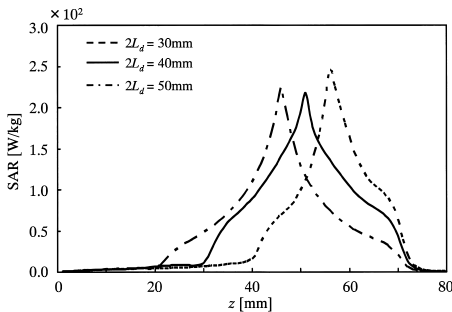


図 4 $2L_d$ の変化による同軸ダイポールアンテナ周辺の SAR 分布
 Fig. 4 SAR distribution around the coaxial-dipole antenna by changing the $2L_d$.

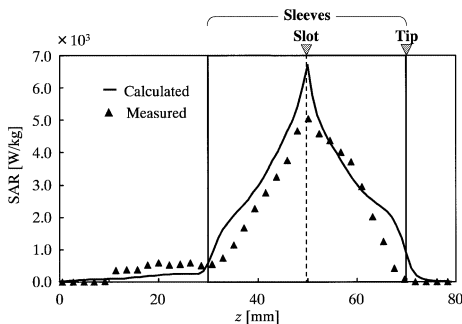


図 5 $2L_d = 40$ mm における同軸ダイポールアンテナ周辺の SAR 分布
 Fig. 5 SAR distribution around the coaxial-dipole antenna at the $2L_d = 40$ mm.

3.3 SAR 分布の比較

図 5 に, $2L_d = 40$ mm の同軸ダイポールアンテナにおいて, その SAR 分布の計算結果と測定結果を比較した. ここで, SAR 分布の観測ラインは, アンテナ中心軸から約 3 mm 離れた z 軸に平行なラインである. なお, 実験に用いたファントムは, 2.45 GHz の脳組織の電気定数 [14] を目標に作製したものを使用し, 加温条件は, 正味入力電力 (伝送損やアンテナ不整合損も含めた放射電力) が 30.4 W, 加温時間 (式 (3) における Δt) を 10 s とした. 図 5 に示す同軸スロットアンテナのアンテナ軸に沿った位置での SAR は, 計算結果と測定結果ともにスロット位置でピークとなり, スリーブ装荷部で高い SAR が確認できる. この結果より, アンテナ周辺の SAR は, スリーブ部分に集中することを SAR 分布の実測結果からも確認した.

4. 同軸ダイポールアンテナの脳腫瘍治療への適用を考慮した数値解析

4.1 数値解析モデル

脳腫瘍患者に対して同軸ダイポールアンテナを治療に適用するために, 本論文では, 実際の患者の状況に近いリアルな形状のモデルを用いてアンテナの有効性を確認した. 本論文では, 図 6 に示すような実際の脳腫瘍患者の MR 画像 40 枚を用いて, 図 7 に示す三次元モデルを作成した. また, 数値解析モデルは,

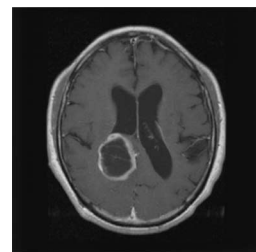


図 6 脳腫瘍患者の MR 画像
 Fig. 6 MR image of a patient suffering from a brain tumor.

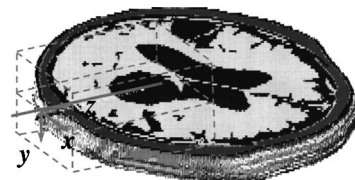


図 7 MR 画像より作成したリアルな形状のモデル
 Fig. 7 Realistic human head model including a brain tumor.

表 2 生体組織の電気定数及び熱定数 [14] ~ [16]
Table 2 Electrical and thermal constants of the tissue.

	電気定数 (@2.45 GHz) 及び熱定数					
	比誘電率	導電率 σ [S/m]	密度 ρ [kg/m ³]	比熱 c [J/kg·K]	熱伝導率 κ [W/m·K]	血液流量率 F [m ³ /kg·s]
空気	1.0	0.00	—	—	—	—
皮膚	40.4	1.53	1100	3500	0.50	1.67×10^{-5}
脳脊髄液	66.2	3.46	1007	4000	0.60	—
血液	58.3	2.54	1060	3840	0.50	—
腫瘍	38.0	1.15	1040	3900	0.57	1.67×10^{-5}
脂肪	5.3	0.10	916	2300	0.22	5.00×10^{-7}
皮質骨	11.4	0.39	1990	1300	0.44	4.20×10^{-7}
骨髓	14.4	0.63	1040	3960	0.52	4.20×10^{-7}
脳	42.5	1.51	1030	3640	0.53	9.33×10^{-6}

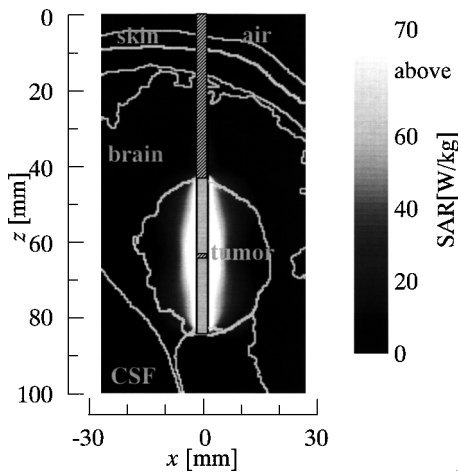


図 8 リアルな形状のモデルを用いて算出した SAR 分布
Fig. 8 Calculated SAR distributions by the realistic human head model.

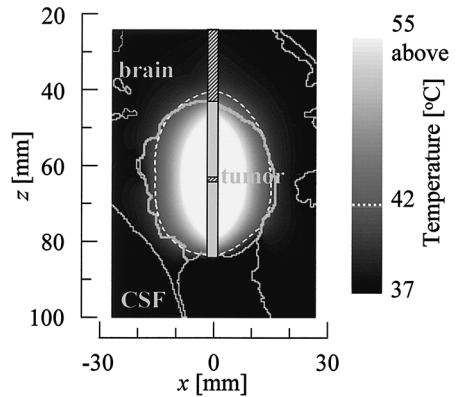


図 9 リアルな形状のモデルを用いて算出した温度分布
Fig. 9 Calculated temperature distributions by the realistic human head model.

計算機資源節約の観点から、腫瘍部分を含む組織の一部 ($54 \times 54 \times 100 \text{ mm}^2$) を取り出したものとした。なお、FDTD 法による電磁界解析では、解析領域最外郭に Mur (一次) の境界条件を適用した。また、温度分布解析時には、解析領域最外郭を組織の初期温度である 37°C で一定とした。これらの境界条件をはじめとする解析モデルの妥当性については、確認済みである。また、本節の数値解析に使用したアンテナは、腫瘍の縦方向の大きさが約 40 mm であることから、 $2L_d = 40 \text{ mm}$ の同軸ダイポールアンテナとし、数値解析モデルの座標原点は、アンテナ刺入点とした。表 2 に、本節の数値解析に用いた脳組織の電気定数及び熱定数を示す。

4.2 計算結果

図 8 に、入射電力 1.0 W で規格化した SAR 分布の

計算結果を示す。更に、算出した SAR を発熱源として算出した温度分布を図 9 に示す。アンテナ周辺の SAR は、アンテナ先端のスリーブ部付近のみに集中しているため、温度分布の解析は、 $z > 26 \text{ mm}$ の領域のみ行った。ここで、温度分布の解析条件として、アンテナへの正味入力電力 10.0 W 、加温時間を 600 s とした。図 8、図 9 は、アンテナ軸方向に沿って切り出した xz 平面の計算結果である。図 8 のアンテナ先端部の SAR 分布より、腫瘍部分のみに高い SAR が確認できる。また、図 9 の温度分布より、ほぼ腫瘍部分のみが治療温度以上に加温されていることが分かる。なお、治療の際に用いる麻酔による血液量・代謝の変化 [17] や、脳内に存在する動脈の影響 [18] により、図 9 に示す温度分布の計算結果は、変化することが予想される。そこで、血流量を大きく増減させて温度分布の計算を行ったところ、当然のことながら、 xy 面での温度分布は大きく変化するものの、スリーブ長変化によ

る z 軸方向での加温領域制御は、いずれの場合も実現可能であることを確認した。これらの結果より、改良した同軸ダイポールを用いることで、腫瘍部分の縦方向において、限局した加温が可能であり、これは、治療における有効性を示唆する結果であるといえる。

5. む す び

本論文では、脳腫瘍治療への導入を目指して同軸ダイポールアンテナを導入し、その構造改良を行った。まず、アンテナ上に設けるスリーブ長を変化させることによるアンテナ軸方向における加温領域制御について説明した。次に、実際の脳腫瘍患者の MR 画像から作成した数値解析モデルを用いて、本アンテナの脳腫瘍治療における有効性を確認した。今後は、実際の治療に用いるためのアンテナを試作するとともに、動物実験などの臨床応用に向けた検討を行う予定である。

謝辞 本研究を遂行するにあたり、臨床応用の立場から貴重な御意見を頂きました、新潟大学脳研究所の高橋英明先生に深く感謝致します。

文 献

- [1] M. Hiraoka, M. Mitsumori, N. Hiroi, S. Ohno, Y. Tanaka, Y. Kotsuka, and K. Sugimachi, "Development of RF and microwave heating equipment and clinical applications to cancer treatment in Japan," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.48, no.11, pp.1789–1799, 2000.
- [2] F. Sterzer, "Microwave medical devices," *IEEE Microw. Mag.*, vol.3, no.1, pp.65–70, March 2002.
- [3] 柄川 順, 癌・温熱治療, 篠原出版, 1987.
- [4] 平岡真寛, 田中良明(編), 全訂 ハイパーサーミアマニュアル—効果的な温熱治療法を実施するために, 医療科学社, 1999.
- [5] K. Saito, Y. Aoyagi, K. Ito, and H. Horita, "Interstitial microwave hyperthermia using coaxial-slot antennas—Clinical trials based on numerical calculations of heating patterns," *Jpn. J. Hyperthermic Oncol.*, vol.21, no.4, pp.237–245, Dec. 2005.
- [6] K. Iwata, K. Udagawa, M.S. Wu, K. Ito, and H. Kasai, "A basic study on coaxial-dipole applicator for microwave interstitial hyperthermia," *Proc. 12th Annual meeting of the Japanese Society of Hyperthermic Oncology*, pp.230–231, Sept. 1995.
- [7] 齊藤一幸, 岡部真也, 保坂寿美江, 吉村博幸, 伊藤公一, "マイクロ波凝固療法における二つのスロットをもつ同軸スロットアンテナによる凝固領域形状の改善," 2001 信学総大, 分冊 1, no.B-1-191, p.209, March 2001.
- [8] H.H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, vol.25, pp.289–297, 1948.
- [9] J. Wang and O. Fujiwara, "FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.47, no.8, pp.1528–1534, Aug. 1999.
- [10] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation theory," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.48, no.11, pp.1800–1806, Nov. 2000.
- [11] Y. Okano, K. Ito, I. Ida, and M. Takahashi, "The SAR evaluation method by a combination of thermographic experiments and biological tissue-equivalent phantoms," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.48, no.11, pp.2094–2103, Nov. 2000.
- [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ーサーミア用侵襲アプリケーション," 信学技報, A-P88-75, Oct. 1988.
- [13] 齊藤一幸, 保坂寿美江, 岡部真也, 吉村博幸, 伊藤公一, "マイクロ波凝固療法における凝固領域形状改善に関する一提案—同軸ダイポールアンテナの導入," 信学論(B), vol.J84-B, no.12, pp.2351–2357, Dec. 2001.
- [14] 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>).
- [15] F.A. Duck, *Physical properties of tissue*, Academic, New York, 1990.
- [16] 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, 1983.
- [17] The University of Texas at Austin homepage <http://www.ece.utexas.edu/~valvano/research/Thermal.pdf>
- [18] G.M.J. Van Leeuwen, J.J.W. Lagendijk, B.J.A.M. Van Leersum, A.P.M. Zwamborn, S.N. Hornsleth, and A.N.T. Kotte, "Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone," *Phys. Med. Biol.*, vol.44, pp.2367–2379, 1999.

(平成 18 年 3 月 3 日受付, 4 月 17 日再受付)



菊池 悟 (学生員)

平 17 千葉大・工卒。現在、同大学院博士前期課程在学中。マイクロ波組織内加温アンテナ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・助手。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各会員。



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。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)

昭 49 千葉大・工・電子卒。昭 51 同大大学院修士課程了。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 18 同大工・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, 移動通信用プリントアンテナ, 携帯端末用小形アンテナ, 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), 「ミリ波技術の基礎と応用」(共著) など。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。