

胆管部腫瘍の温熱治療に用いる同軸スロットアンテナの加温性能——太い血管の血流による冷却作用の実験的評価——

廣江 敦士<sup>†</sup>(学生員) 齊藤 一幸<sup>††a)</sup>(正員)  
 高橋 応明<sup>††</sup>(正員) 伊藤 公一<sup>†††</sup>(正員)

Heating Performances of a Coaxial-Slot Antenna for Thermal Treatment of Bile Duct Carcinoma  
 — Experimental Estimation of Cooling Effect due to a Thick Blood Vessel —

Atsushi HIROE<sup>†</sup>, Student Member, Kazuyuki SAITO<sup>††a)</sup>, Masaharu TAKAHASHI<sup>††</sup>, and Koichi ITO<sup>†††</sup>, Members

<sup>†</sup> 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

<sup>††</sup> 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

<sup>†††</sup> 千葉大学工学部, 千葉市  
 Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: kazuyuki\_saito@faculty.chiba-u.jp

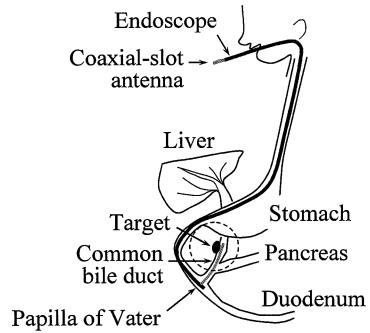
あらまし 筆者らはこれまでに、内視鏡と併用することで、胆管部腫瘍に対する温熱治療を行う腔内加温用同軸スロットアンテナの開発を行ってきた。ここでは、胆管部周辺に存在する太い血管に着目し、血流による冷却作用が本アンテナの加温特性に及ぼす作用について検討を行った。そこで、本論文では、血流による冷却作用を模擬可能な生体等価固体ファントムを作製し、血流を考慮した際の本アンテナの加温特性について実験的に評価を行った。その結果、本アンテナが先端部分において局所加温領域を形成することを確認し、更に、作製したファントムが血流による冷却作用を模擬できることを示した。

キーワード 胆管部腫瘍, 血流による冷却作用, 同軸スロットアンテナ, 生体等価固体ファントム, 温度分布

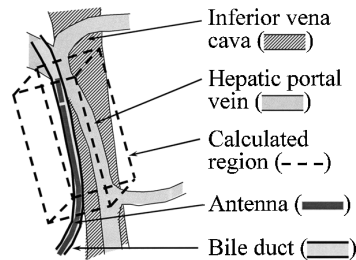
1. ま え が き

近年、マイクロ波の熱的作用を医療分野へ応用した研究が行われている [1]。その一つに、がん細胞を加温することにより治療を行うがんの温熱療法 (ハイパーミア) が挙げられる [2], [3]。本治療法は、42~43°C 以上になるとがん細胞の生存率が低下するという性質を利用した方法であり、正常細胞を傷つけることなく、がん細胞のみを選択的に殺傷することが可能である。

図 1(a) に、胆管部に存在する腫瘍を治療対象とし



(a) Overall view of the treatment



(b) Major blood vessels around the bile duct (Closeup inside the dash line in Fig. 1 (a))

図 1 治療形態

Fig. 1 Scheme of the treatment.

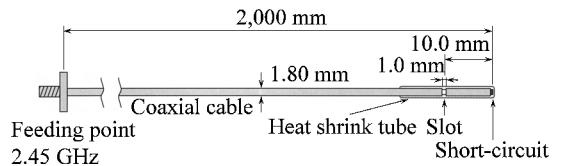


図 2 腔内加温用同軸スロットアンテナ

Fig. 2 A coaxial-slot antenna for intracavitary hyperthermia.

て内視鏡と併用する同軸スロットアンテナを用いた腔内加温システムを示す。胆管部は、従来の手法による治療が難しいとされてきた部位である。図 1(a) に示すように、本加温システムは、内視鏡に装備されている鉗子チャンネルに同軸スロットアンテナを挿入し、内視鏡とともに、十二指腸が存在するファータ乳頭部まで挿入する。更に、ファータ乳頭部より、肝臓へとつながる胆管へ同軸スロットアンテナを送り出し、患部の加温を行うシステムである。このように、本治療法には、体腔内を通じてアプリケータを患部まで誘導するために、非侵襲的であるというメリットがある。図 2 に、この治療方法に適した腔内加温用同軸スロットアンテナの構造を示す。本アンテナは、内視鏡と併用するために、直径 1.8 mm の長くフレキシブルな同

軸ケーブルを用いており、その先端部は同軸ケーブルの内導体と外導体が短絡されている。また、アンテナ先端から 10.0 mm の位置には、同軸ケーブルの外導体の一部をリング状に取り除くことによりスロットを形成している。アンテナ先端の短絡部及びスロット部は、熱収縮チューブでコーティングされている。

筆者らはこれまでに、図 2 に示す腔内加温用同軸スロットアンテナの加温特性について評価を行ってきた [4]。しかしながら、図 1 (b) に示すように、胆管部周辺には、2 本の太い血管（門脈：Hepatic portal vein、及び下大静脈：Inferior vena cava）が存在しているため [5]、この太い血管の血流による冷却作用が本アンテナの加温特性に及ぼす作用について検討を行う必要がある（図 1 (b) は、図 1 (a) の破線で示される胆管部周辺の拡大図である）。

本論文では、胆管部腫瘍の治療を想定し、太い血管による冷却作用を考慮可能な生体等価固体ファントムの作製を行った。本ファントムには、血管を模擬した孔が設けてあり、この孔に食塩水を流し込むことで、血流による冷却作用を表現した。更に、本ファントムを用いて腔内加温用同軸スロットアンテナの加温実験を行うことで、血流による冷却作用が本アンテナ周辺の加温形状に及ぼす作用について、実験的に評価を行った。次に、得られた実験結果を、数値シミュレーション結果と比較することで、本ファントムの有効性について示した。

## 2. 生体等価固体ファントムを用いた腔内加温用同軸スロットアンテナの加温実験

図 3 に、太い血管の血流による冷却作用を模擬可能な生体等価固体ファントム ( $150 \times 150 \times 150 \text{ mm}^3$ ) の構造を示す。これまでの検討において、本アンテナは細長い構造（図 2 では 2,000 mm）であるものの、アンテナ先端部周辺のみ、生体内において局所的に高い SAR（Specific Absorption Rate：電磁波エネルギーの比吸収率）を観測することが確認されているので [4]、図 3 に示すように、アンテナ先端部周辺のみを解析を行う。今回は、図 1 (b) に示す 2 本の太い血管のうち、より胆管に近い位置に存在する門脈のみを考慮する。これを直径 20 mm の孔としてモデル化し、この孔との距離が 5 mm になるように、アンテナを配置した。このとき、アンテナのスロット位置が観測面と一致するようにし、給電には、市販の温熱治療用マイクロ波発生器（アルフレッサファーマ、AZM-520）を用いた。この装置の動作周波数は ISM（Industrial, Scientific

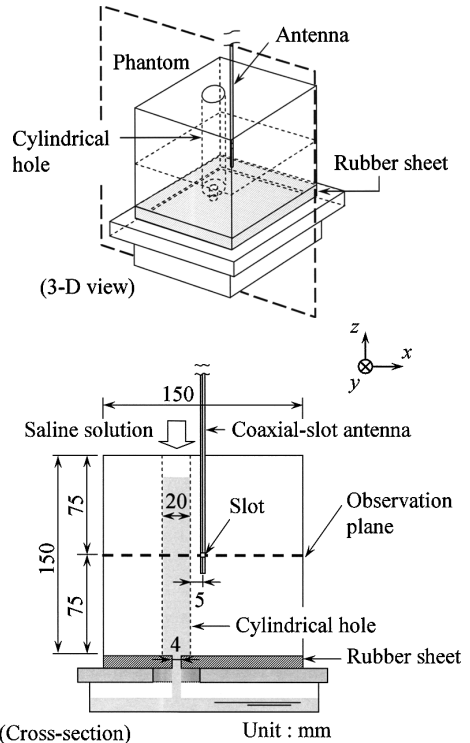


図 3 食塩水を流すための孔を設けた生体等価固体ファントム

Fig. 3 A tissue-equivalent solid phantom with cylindrical hole for saline solution.

and Medical) バンドの 2.45 GHz である。次に、門脈を模擬した孔に、人体の導電率と近い値をもつ重量濃度 0.35% の食塩水 [6] を流し込むことで、血流による冷却作用を模擬し、ファントムの下に設けたゴムシートの小さな穴の径を変化させることで、流速の制御を行った。加温中は、食塩水を流し続け、加温終了時に、観測面においてあらかじめ上下二つに分割されたファントムの上半分のファントムを瞬時に取り除き、露出した観測面を赤外線カメラによって撮影した。なお、食塩水がファントム内部に浸潤することはなかった。ファントムの電気定数は、 $\epsilon_r = 47.0$ 、 $\sigma = 2.21 \text{ S/m}$  (2.45 GHz における筋肉の電気定数の値 [7]) であり、本アンテナによる加温時間は 120 s、アンテナのスロット部から実際に放射される電力は約 10.3 W (ケーブルロス及びアンテナの反射損を考慮した計算により算出) であった。ファントムの初期温度は、 $15.9^\circ\text{C}$  であり、食塩水の温度は、 $15.6^\circ\text{C}$  であった。なお、本ファントムはおおよそ  $60^\circ\text{C}$  以上で、ファントムの組成の一つである寒天が溶け始めるので、本検討では、ファ

ントムの温度が  $60^{\circ}\text{C}$  を超えないように注意しながら実験を行った。また、門脈による冷却作用をより評価しやすくするために、比較のため、孔を設けない生体等価固体ファントムを用いた実験も行った。

### 3. 計算における熱伝達率の検討

実験により得られた結果の妥当性を確認するために、数値計算を行う。図 1 (b) に示すように、血管を含む胆管部を解析領域とし(今回は、より胆管に近い方の門脈のみを検討した)、実験時の条件と等しくなるように、門脈の直径が  $20\text{ mm}$ 、アンテナとの距離が  $5\text{ mm}$  となるようにモデル化を行った。計算方法は、まず、電磁界解析手法で広く用いられている FDTD (Finite Difference Time Domain) 法により、解析領域中の各セルにおける電界分布を算出し、求めた電界分布より、本アンテナ周辺の SAR 分布を算出する。SAR とは、損失媒質が単位質量あたりに吸収する電磁波エネルギー量であり、生体内における発熱源に相当する。なお、表 1 に、本検討で用いた FDTD 法による計算条件を示す。更に得られた SAR を、生体熱輸送方程式に代入することにより、本アンテナ周辺の温度分布を算出した [8]。また、門脈(太い血管)表面に、ニュートンの冷却法則を適用することで、血流による冷却作用を表現した [9]。ここで、ファントムと食塩水との熱的境界面において、冷却作用を定量的に評価するために、以下の式 (1)~(3) [10] により、熱伝達率の算出を行う。

$$h = Nu\kappa/D \quad (1)$$

ただし、 $Nu$  はヌセルト数で、以下の式で表される。

$$Nu = 4 + 0.48624 \ln^2[\text{Re} \times \text{Pr} \times D / (18 \times l)] \quad (2)$$

$$\text{Re} = \rho V D / \mu \quad (3)$$

ただし、 $\text{Re}$  はレイノルズ数、 $\text{Pr}$  はプラントル数 ( $\text{Pr} = 7.001$ ) を表し、 $\kappa$  は熱伝導率 ( $\kappa = 0.60\text{ W/m}\cdot\text{K}$ )、 $\rho$  は密度 ( $\rho = 998\text{ kg/m}^3$ )、 $V$  は流速 ( $V = 0.021\text{ m/s}$ )、 $\mu$  は動粘性係数 ( $\mu = 1.00 \times$

$10^{-6}\text{ m}^2/\text{s}$ ) をそれぞれ表す。ただし、これらの値には、 $20^{\circ}\text{C}$  における水の値を用い [11]、流速は観測結果によるものである。また、 $D$  は孔の直径 ( $D = 20\text{ mm}$ )、 $l$  は孔の長さ ( $l = 150\text{ mm}$ ) を表す。

これより、ファントムと食塩水との熱的境界面における熱伝達率は、 $h = 1,574\text{ W/m}^2\cdot\text{K}$  と算出された。ところで、心室内を流れる血液による熱伝達率は、文献において、 $h = 1,000 \sim 2,000\text{ W/m}^2\cdot\text{K}$  と仮定されており [12], [13]、門脈を流れる血液は、心室内を流れる血液よりは少ないと考えられるため、今回算出した熱伝達率は、門脈の血流による冷却作用の過小評価にはあたらぬ十分な値と考えられる。

### 4. 実験結果

図 4 (a) に、図 3 のファントムを用いた加温実験により得られた温度分布を示す。また、同図 (b) に、孔を設けていないファントムを用いた加温実験により得

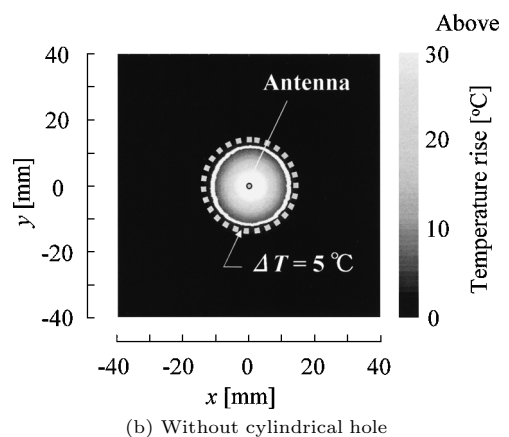
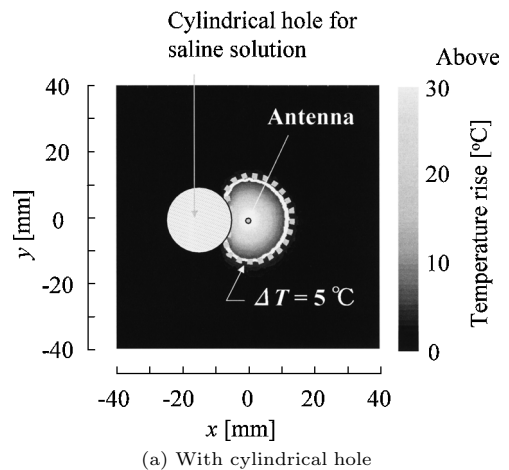


図 4 温度分布(実験結果)

Fig. 4 Temperature distributions (measurement).

表 1 FDTD 法で用いた計算条件

Table 1 Parameters for FDTD calculations.

Cell size [mm] (minimum)	$\Delta x, \Delta y$ $\Delta z$	0.05 1.0 (const.)
Cell size [mm] (maximum)	$\Delta x, \Delta y$ $\Delta z$	1.0 1.0 (const.)
Absorbing boundary condition		Mur (1st. order)

表 2 数値計算に用いた各定数の物性値 [7]

Table 2 Parameters of tissues for numerical calculation.

	Phantom	Saline solution
Relative permittivity $\epsilon_r$	47.0	79.7
Conductivity $\sigma$ [S/m]	2.21	2.16
Density $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	939	998
Specific heat $c$ [J/kg·K]	3,600	4,200
Thermal conductivity $\kappa$ [W/m·K]	0.55	0.60
Blood flow rate* $F$ [m <sup>3</sup> /kg·s]	0.0	0.0

\* 組織内に存在する毛細血管を流れる血液の流量率

られた温度分布を示す。これらの温度分布は、加温後のファントムの温度から加温前のファントムの温度を差し引いた温度上昇度 ( $\Delta T$ ) を表しており、温度分布中の白色実線で示されるラインは、 $\Delta T = 5^\circ\text{C}$  に相当するラインである。また、灰色破線は、実験の妥当性を確認するために行った数値シミュレーションにより得られた温度分布 ( $\Delta T = 5^\circ\text{C}$ ) を表しており、実験結果と良好に一致することが確認できた (表 2 で示される値を用いて計算を行った)。

図 4(a) より、 $\Delta T = 5^\circ\text{C}$  のラインに着目すると、門脈とファントムの境界付近において、血流による冷却作用が確認される。また、図 4(a), (b) を比較すると、 $x > 0$  の領域では、加温領域がほぼ一致していることから、近くに太い血管が存在していても、血流が本アンテナの加温形状に及ぼす作用については、血管表面付近においてのみ観測されるだけであり、本アンテナの加温形状に大きくは作用しないことが分かった。

また、ファントムと食塩水との熱的境界面における熱伝達率を  $h = 500 \sim 1,500 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$  と変化させて数値計算を行ったところ、これらの温度分布がほぼ一致することを確認した。更にこれは、血管部分を組織の初期温度に等しいと仮定して計算を行っても、ほぼ同様の結果を得ることができた。これらの結果から、門脈のような太い血管の冷却作用を考慮する際は、血管部分を組織の初期温度と等しいと仮定して計算を行うことで、比較的良好に近似できることが分かった。

## 5. むすび

本論文では、胆管部腫瘍に対して、内視鏡と併用することで温熱治療を可能とした腔内加温用同軸スロットアンテナの加温性能について実験的に評価を行った。その結果、本アンテナは、門脈のような太い血管が近くに存在している場合 (アンテナのとの距離が 5 mm) でも、本アンテナの加温特性を失うことなく、先端部において局所加温領域を形成することを確認した。更に、本実験で使用したファントムを用いることで、太い血

管の冷却作用を模擬可能であることが示された。

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千葉大学大学院医学研究院腫瘍内科学 露口利夫先生、土屋 慎先生に深く感謝致します。

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] F. Sterzer, "Microwave medical devices," IEEE Microwave Mag., vol.3, no.1, pp.65-70, March 2002.
- [2] 柄川 順 (編), 新編 癌・温熱療法, 篠原出版, 1987.
- [3] 平岡真寛, 田中良明 (編), 全訂 ハイパーサーミアマニュアル-効果的な癌温熱治療法を実施するために, 医療科学社, 1999.
- [4] 宮田圭子, 齊藤一幸, 廣江敦士, 高橋応明, 伊藤公一, "内視鏡と併用する腔内加温用同軸スロットアンテナ-胆管部腫瘍の治療を想定した加温特性の検討," 信学技報, EMCJ2004-157, 2005.
- [5] 高橋長雄, からだの地図帳, 講談社 (編), 1989.
- [6] 寺田矩芳, 雨宮好文, "ハイパーサーミア用ダイポールアレイアプリアケータ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.
- [7] C.C. Johnson and A.W. Guy, "Nonionizing electromagnetic wave effects in biological materials and systems," Proc. IEEE, vol.60, no.6, pp.692-720, June 1972.
- [8] K. Saito, S. Kikuchi, A. Hiroe, M. Takahashi, and K. Ito, "Numerical calculations of heating patterns around a coaxial-slot antenna for microwave hyperthermia - Aiming at treatment of brain tumor and bile duct carcinoma," Proc. IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, pp.478-481, Shanghai, China, Sept. 2005.
- [9] 大村聡子, 西岡泰弘, 宇野 亨, 伊藤公一, "FDTD-HTE法による電磁加温解析における熱的境界条件の改善," 第 18 回シミュレーション・テクノロジー・コンファレンス, 日本シミュレーション学会, Sess.5-5, June 1996.
- [10] C.X. Zhang, S. Zhang, Z. Zhang, and Y.Z. Chen, "Effects of large blood vessel locations during high intensity focused ultrasound therapy for hepatic tumors: a finite element study," Proc. IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, pp.209-212, Shanghai, China, Sept. 2005.
- [11] 橋詰健一, 即, 現場で活用できる実用伝熱工学入門, アイピーシー出版部, 2003.
- [12] Z. Kaouk, A. Khebir, and P. Savard, "A finite element model of a microwave catheter for cardiac ablation," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.44, no.10, pp.1848-1854, Oct. 1996.
- [13] S. Labonté, "A computer simulation of radio-frequency ablation of the endocardium," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.41, no.9, pp.883-890, Sept. 1994.

(平成 18 年 5 月 2 日受付, 7 月 25 日再受付)