

## 科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 5 月 29 日現在

機関番号：32665

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24560419

研究課題名(和文)臓器内「癌」治療用マイクロ波アンテナの開発

研究課題名(英文)Development of Microwave Interstitial Antenna for Cancer Therapy

## 研究代表者

鎌野 秀三 (KUWANO, Shuzo)

日本大学・工学部・教授

研究者番号：80120442

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,000,000円

研究成果の概要(和文)：マイクロ波を用いた癌の温熱療法では、臓器の損傷を極力抑えて初期の球状癌を死滅させる有効なアンテナが必要である。本研究では、肝臓と乳癌治療用の新しいアンテナを設計する。アンテナの針先端部は、熱伝達を抑えるため導体に挟まれたセラミックから成る。加温特性はファントム実験のそれらと良く一致した。また、そのアンテナを改良したチョーク埋込み型アンテナを提案している。それらの数値結果は癌患部のみを選択的に加温することを示している。

研究成果の概要(英文)：Microwave thermal therapy of cancers requires an efficient interstitial antenna which destroys spherical cancer of early stage and a margin of healthy tissues while minimizing damage to the rest of the organ. In this study, we design a new coaxial-slot antenna for liver or breast cancers. The needle tip consists of ceramic sandwiched between conductors to suppress a heat transfer. The heating characteristics agree well with those of the phantom experiments. We also propose an embedded choke type coaxial-slot antenna which improved the antenna mentioned above. Numerical results show that the antenna heats only the cancer selectively.

研究分野：マイクロ波工学 生体医工学

キーワード：マイクロ波 癌治療 新しいアンテナ 加温特性 数値解析 ファントム実験

1. 研究開始当初の背景

現在、日本人の病気の死因第1位は癌であり、その治療法の開発が急務である。手術技法・創薬・粒子線療法(3大療法)には格段の進歩がみられるが、依然として固形癌の根治は困難である。

マイクロ波を用いる癌の温熱療法(加温:60以上,時間:数分)は、簡便で低侵襲の特長をもつ。しかし、従来のアンテナ(マイクロ波放射器)の加温分布は細長く、球状に近い初期の癌患部のみを選択的に加温できない欠点があった。そのため、新しいアンテナの研究開発が盛んに行われている。しかし、それらは主に口腔部用(先端:平型)である。

したがって、新しい臓器内用(先端:針型)アンテナの開発が必要である。

2. 研究の目的

著者が先に提案した臓器内癌治療用マイクロ波同軸スロットアンテナについて、以下を実施することである。

(1) 適切な加温(上昇温度)特性の設計; 解析ソフトによって、適切な加温特性(球状)をもつアンテナ構造を探索する。また、作成したアンテナのファントム(模擬生体)実験結果との比較、検討を行う。

(2) 動物実験; 本学の動物実験用施設を使用し、生きた動物(ミニブタ)の臓器(肝臓、等)の加温特性を求める。

3. 研究の方法

設計には解析ソフト(CST MW-Studio, 手法:電磁界解析;マクスウェル方程式の有限積分法,熱解析;生体熱伝導方程式の差分法)を用いる。また、ファントム実験の温度計測にはサーモグラフィ法,アンテナの $S_{11}$ (反射係数)計測にはネットワークアナライザ(Agilent Tech.; E5070B),動物実験の温度計測には光ファイバ温度計を用いる。

4. 研究成果

先に提案した同軸スロットアンテナだけでなく、それよりも優れた加温特性をもつヨーク付同軸スロットアンテナを着想することができた。以下では、治療対象(肝臓癌と乳癌)毎に記述する。

(1) 肝臓癌の場合; 使用周波数  $f=2.45\text{GHz}$  における同じ電気定数(複素比誘電率)をもつ肝臓とその癌ファントムは、すでに開発され、6種の材料(精製水,寒天,塩化ナトリウム,ポリエチレン粉末,増粘材(TX-151),デヒドロ酢酸ナトリウム)の混合で実現できる。著者は、その改良を試みた。作成法として、先ず寒天粉末を精製水に混合し75℃まで加熱する。しかし、寒天粉末が水に十分に溶けきれないため冷却中に増粘剤が凝塊となり、電気特性は不均一になる。そのため、寒天粉末混合中の精製水を90℃まで加熱し、材料の均一性の向上を図った。

作成した肝臓ファントム((a)提案,(b)

従来)を、図1に示す。提案のファントムは従来のそれに比較し増粘剤の凝塊の少なさを目視できる。また、反射法を用いて電気定数を計測した。その結果、公称値(複素比誘電率;実数部:43.03,虚数部:12.37)との差異は、提案のファントムが従来のそれに比べて小さくなった。さらに、2種の材料(塩化ナトリウムとポリエチレン粉末)の混合比を変えることによって、公称値との差異はそれぞれ約1.3%と6.0%にすることができた。

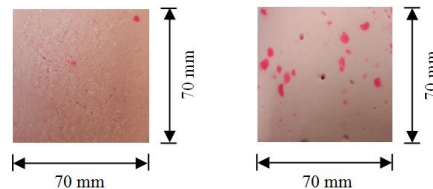


図1 作成した肝臓ファントム;(a)提案,(b)従来

アンテナ刺入による肝臓ファントム内の加温(上昇温度)分布(中心縦断面;実験)を、図2に示す。ただし、(a)と(b)はそれぞれ提案のアンテナ(図3,先端:銅-セラミック-銅の3層構造,スロット幅  $W=2\text{mm}$ )と従来のアンテナ(先端:全銅,  $W=2\text{mm}$ )を表し、円(直径  $D=16\text{mm}$ ): 想定癌部,周波数  $f=2.45\text{GHz}$ ,電源電力  $P=20\text{W}$ (アンテナの入力電力 $\sim 7\text{W}$ ),照射時間  $t=60\text{s}$ である。予め切断したファントムのアンテナ刺入面の上昇温度は、加温後に素早く開いて赤外線カメラを用いて計測した。提案のアンテナの加温分布は従来のアンテナのそれよりも先端軸方向の加温が抑えられ、球状に近いことがわかる。

計算結果との比較は、ほぼ一致した。

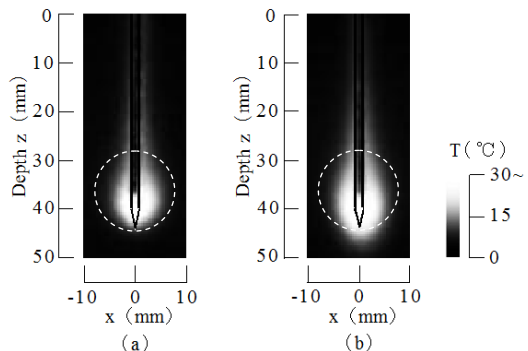


図2 肝臓ファントム内の加温分布(実験); (a)提案のアンテナ,(b)従来のアンテナ

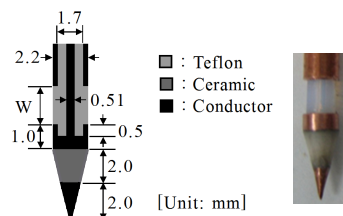


図3 提案の同軸スロットアンテナ

アンテナの放射効率 $\eta$ を見積もるため、 $S_{11}$ を実験と計算から求めた。その結果(周波数

特性)を、図4に示す。ただし、実験の と と 印および計算の実線と破線と点線はそれぞれ  $W=2\text{mm}$  と  $6\text{mm}$  と  $10\text{mm}$  を表し、アンテナ長  $s=13\text{cm}$  のときである。両者の差異は低周波で大きい。実験では、低周波における肝臓の電気定数の大きな変化を実現できないからである。 $W=10\text{mm}$ のアンテナにはマッチング周波数 ( $S_{11}$ : 最小)  $f_0$  が  $0.5\text{GHz}$  付近に存在する。しかし、適切な加温特性を示す  $W=2\text{mm}$ のアンテナの  $f_0$  は  $4\text{GHz}$  以下において見いだせない。 $f=2.45\text{GHz}$  において、 $\eta \sim 75\%$  ( $S_{11}=-6\text{dB}$ ) である。

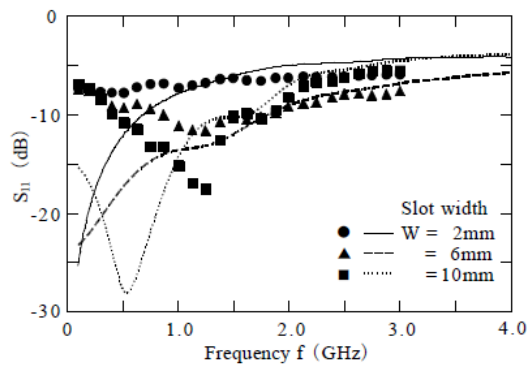


図4 提案のアンテナの  $S_{11}$  周波数特性 (記号: 実験線: 計算)

図5(a)は、提案の刺入チョーク付アンテナ(図6;  $W=2\text{mm}$ ,  $L=18\text{mm}$ ,  $l=3\text{mm}$ )による肝臓モデル内加温(上昇温度)分布(中心縦断面; 計算)を示す。ただし、(b)は図3のアンテナ ( $W=2\text{mm}$ )を表し、円 ( $D=16\text{mm}$ ): 想定のお癌部,  $f=2.45\text{GHz}$ , 入力電力  $P=10\text{W}$ ,  $t=60\text{s}$  である。チョーク付アンテナの加温分布はチョーク無のアンテナのそれよりも電源方向の加温が抑えられ、より球状になっている。ただし、加温分布と放射効率トレードオフとなる。チョーク付アンテナの  $\eta$  はチョーク無アンテナのそれよりも悪くなって、 $\eta \sim 62\%$  ( $S_{11}=-4.2\text{dB}$ ) である。

新たに提案したチョーク付アンテナは、図6のように同軸外導体への埋め込み構造のため、刺入の支障がない。

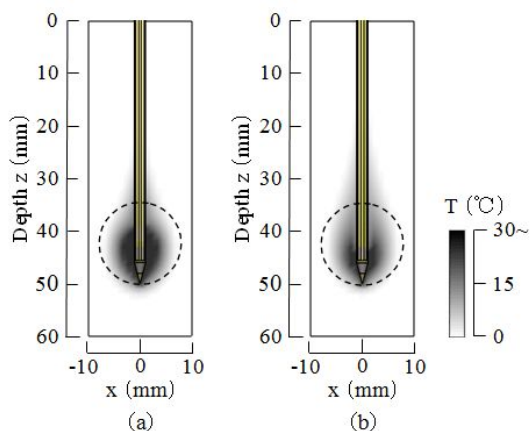


図5 肝臓モデル内の加温分布(計算); 提案のアンテナ(a)チョーク付,(b)チョーク無

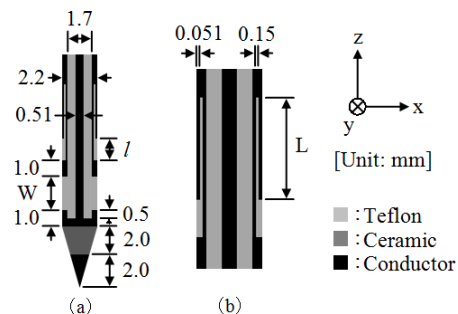


図6 提案のチョーク付同軸スロットアンテナ

【血流影響】 図7は、提案の刺入チョーク付アンテナによる加温時間  $t$  と肝臓モデル内の加温(上昇温度)特性の関係を示す。ただし、実線と破線と点線はそれぞれ血流率  $F=5 \times 10^{-6} (\text{m}^3/\text{kg}\cdot\text{s})$  と  $3 \times 10^{-5}$  (最大) と零を表し、観測点は(同軸中心から横断面方向に)  $x=1.5\text{mm}$ , (肝臓表面から深さ方向にスロット中心の)  $z=44\text{mm}$ , 諸条件は図5(a)と同じである。温度上昇は血流によって抑制され、例えば  $t=120\text{s}$  のとき、血流無の 95 に比べて血流有(最大)では 71 になる。この特性は、動物実験の結果を考察するときに役立つ。

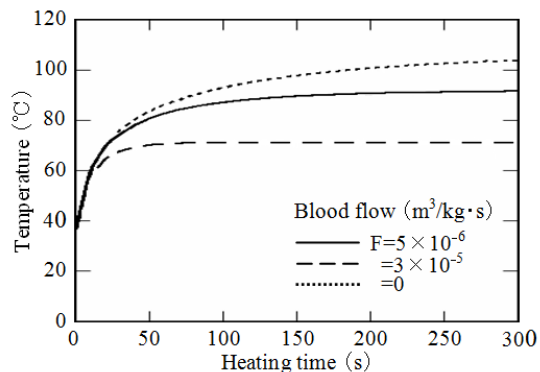


図7 提案のチョーク付アンテナによる加温時間と肝臓モデル内の加温特性の関係(計算)

(2) 乳癌の場合; 図8(a)は、提案の刺入チョーク付アンテナ(図6;  $W=2\text{mm}$ ,  $L=18\text{mm}$ ,  $l=3\text{mm}$ )による乳癌モデル内加温(上昇温度+37)分布(中心縦断面; 計算)を示す。ただし、(b)は従来のアンテナ ( $W=2\text{mm}$ )を表し、円 ( $D=16\text{mm}$ ): 想定のお癌部,  $f=2.45\text{GHz}$ , 入力電力  $P=20\text{W}$ ,  $t=120\text{s}$  である。チョーク付アンテナの加温分布は従来のアンテナのそれと比較して先端軸と電源方向の加温が抑えられ、より球状になる。

詳細に考察するため、図8においてアンテナ中心から  $x=2\text{mm}$  の  $z$  軸上の加温特性を、図9に示す。ただし、実線と点線はそれぞれ提案のチョーク付アンテナと従来のアンテナの場合を表す。 $T=60$  のとき、従来のアンテナに対する提案のチョーク付アンテナの軸方向加温は 40% ほど抑えられることがわかる。チョーク付アンテナと従来のアンテナの放射効率  $\eta$  はそれぞれ約 45% ( $S_{11}=-2.6\text{dB}$ ) と 72% ( $S_{11}=-5.6\text{dB}$ ) であった。前者のチョークサイズは肝臓癌に対して最適化されてい

るため、この値の改善は見込める。

【血流影響】 予測されるように血流の影響は小さい。例えば  $t=120s$  のとき、血流無の 123 に比べて血流有では 113 である。

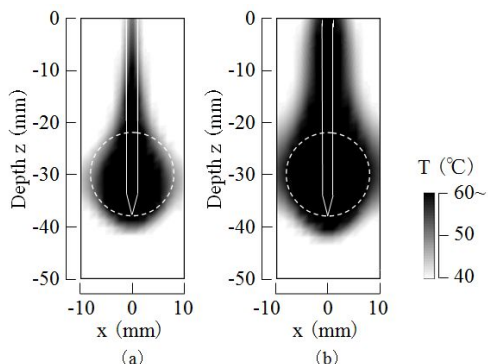


図8 乳房モデル内の加温分布(計算);(a)提案のチョーク付アンテナ,(b)従来のアンテナ

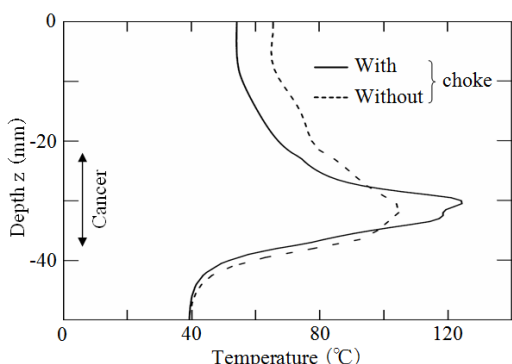


図9 乳房モデル内の加温特性(計算)

提案のアンテナ刺入による乳房ファントム内の加温(上昇温度)分布(中心縦断面;実験)を、図10に示す。ただし、 $W=2mm$ 、円( $D=16mm$ ):想定のお癌部、 $f=2.45GHz$ 、電源電力  $P=20W$ 、 $t=60s$  である。異なった電気定数をもつ乳房(脂肪と乳腺の平均)とその癌ファントムはそれぞれ3種(シリコンオイル、グラファイト、硬化剤)と4種(精製水、エタノール、塩化ナトリウム、アガロース)を混合して作成した。加温分布は先端軸方向の加温が抑えられ、ほぼ球状に近いことがわかる。

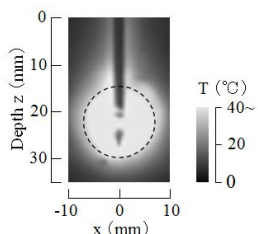


図10 提案のアンテナによる乳房ファントム内の加温分布(実験)

以上、研究の目的(1)はほぼ達成できたが、(2)は光ファイバ温度計を購入できず遂行できなかった。それを平成27年6月には購入できるため、動物実験を行う予定である。

## <引用文献>

Chris Brace : Thermal Tumor Ablation in Clinical Use, IEEE Pulse, 2011, pp.28 - 38

## 5. 主な発表論文等

### 〔雑誌論文〕(計1件)

Tetsuyuki Michiyama, Shuzo Kuwano : Simulation of Multi-electrode Heating for Hyperthermic Treatment of Tissues, Pacific Science Review, 査読有, Vol.16, No.3, 2014, pp.36 - 41, <http://www.journals.elsevier.com/pacific-science-review/>

### 〔学会発表〕(計18件)

若木 貴尋, 道山 哲幸, 鎌野 秀三: チョーク埋込み型マイクロ波同軸スロットアンテナによる乳「癌」の加温特性の血流影響, 2015年電子情報通信学会総合大会, 2015年3月12日, 立命館大学(草津市)  
若木 貴尋, 道山 哲幸, 鎌野 秀三: チョーク埋込み型マイクロ波同軸スロットアンテナによる乳「癌」の加温特性, 2014年電子情報通信学会通信ソサイエティ大会, 2014年9月25日, 徳島大学(徳島市)  
若木 貴尋, 道山 哲幸, 鎌野 秀三: 「癌」治療用チョーク埋込みマイクロ波同軸スロットアンテナの最適設計, 2014年電子情報通信学会総合大会, 2014年3月21日, 新潟大学(新潟市)

道山 哲幸, 鎌野 秀三: 医療機器開発のための極低含水ファントムの開発, 電子情報通信学会医療情報通信技術研究会, 2013年5月15日, (独法)情報通信研究機構(東京)

根本 佳悟, 道山 哲幸, 鎌野 秀三: 新しい「癌」治療用マイクロ波同軸スロットアンテナのインピーダンス特性の改善, 2012年電子情報通信学会エレクトロニクスソサイエティ大会, 2012年9月14日, 富山大学(富山市)

## 6. 研究組織

### (1)研究代表者

鎌野 秀三 (KUWANO, Shuzo)  
日本大学・工学部・教授  
研究者番号: 80120442

### (2)研究分担者

道山 哲幸 (MICHİYAMA, Tetsuyuki)  
日本大学・工学部・助教  
研究者番号: 20547830

### (3)研究協力者

根本 佳悟 (NEMOTO, Keigo)  
若木 貴尋 (WAKAKI, Takahiro)