

# 同軸スロットアンテナによる生体等価ファントムへの加温特性の測定

2011SE117 加藤朝海 2011SE138 近藤優 2011SE223 榊原健仁

指導教員：奥村康行

## 1 はじめに

癌の治療法の一つに、ハイパーサーミアと呼ばれる治療法がある。正常細胞と癌細胞において、細胞の増殖が盛んな時期にこの両者に温熱に関する有意な差はあまりない。しかし一定の細胞に数に達し、増殖が停止した正常細胞は増殖期に比べて温熱感受性が低下する。言い換えると、癌細胞に比べて熱に対して抵抗性があるということである。この温熱感受性の違いを利用して治療部位を加温することにより、癌細胞のみを選択的に殺傷することができる。これらの細胞間での違いを利用して選択的に癌細胞のみを死滅させることで治療を進める [1]。

本研究では同軸スロットアンテナを用いて、アンテナに給電し、電磁波を用いて熱を発生させることでハイパーサーミアと同様の治療方法を行う。実際に人体に熱を加えるのではなく、人体と電氣的、熱的に等しくなるように設計また制作した生体等価ファントムを用いて実験を行う。赤外線サーモグラフィによる熱画像を SAR 特性として治療の効果を評価、考察する [2]。

## 2 ハイパーサーミアの概要と課題

ハイパーサーミアという治療法は、薬物治療や放射線治療などと併用して行うことで治療の成功率を高めている。この治療法による殺細胞効果は、加温温度と加温時間に依存する。このときの作用は定量的で再現性がある。これよりハイパーサーミアによる治療の成否は癌の腫瘍部分を確実に加温できるかどうかにかかっている。しかし、患者の体内に位置する癌腫瘍の部分のみを確実に加温することは容易ではない。また生体の部位によって生体組成が異なるので、電氣的特性や熱的特性にも違いが生じてくる。更に患者の癌腫瘍の大きさやその箇所などのでき方は様々であるため、その都度加温する箇所は異なる。

また患者の視点にたって考えると、治療を行う時間が長くなるほど身体的、精神的な負担は大きくなってしまい、その上アンテナの刺入本数が増えても患者の負担は増大してしまう。これらのことを踏まえた上で、先行研究を元にアンテナの最適な使用本数、刺入座標を決定し、アンテナによる加温が確実になされているかを調べることに着目する。研究の判断基準として、ハイパーサーミアで治療する際に使われる加温機器の性能評価に用いられる SAR(Specific Absorption Rate) を指標として考え、指定した加温領域が望み通り加温できているかなどから、治療の成否を考察する [1][2]。

## 3 SAR の概要

アンテナからの電磁波から得ることができる発熱量はハイパーサーミア用の加温機器の性能評価に用いられる SAR(Specific Absorption Rate) によって行われる。アンテナは人体近傍で用いられるため、放射電力の一部は人体に吸収される。この吸収される量の基準値が存在し、この基準に用いられる量として前述の SAR(比吸収率)[W/kg] を用いて判断する。SAR は生体組織の単位質量あたりに吸収されるエネルギー量の比を表す値である。この SAR の定義は以下の式で表される。

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

ここで、 $\sigma$  : 生体組織導電率 [S/m]、 $\rho$  : 生体組織密度 [kg/m<sup>3</sup>]、 $|E|$  : 電界の振幅(実効値)[V/m] である [2]。

## 4 研究における実験方法とその準備

1 節でも述べたように、実験には同軸スロットアンテナ、実験用電波暗箱、及び生体等価ファントムを主として用いる。それぞれについてのより詳しい内容は後述する。電波暗箱の中に生体等価ファントムを入れる。その生体等価ファントムに同軸スロットアンテナを刺入し、実験する。この実験は加温する前の生体等価ファントムと加温したファントムの状態と比較することで検証する。この時、加温する目標温度は 42 から 43 である。これは癌細胞と正常細胞の温度感受性の差である。また、アンテナへの給電には高周波電源を用いる。この際、より正確な給電を行うため通過型電力計を間に介する。通過型電力計から先の伝送路での損失は、予め計測し伝送路での損失は無視できるものであった。加温における実験の構成は図 1 のように行う。

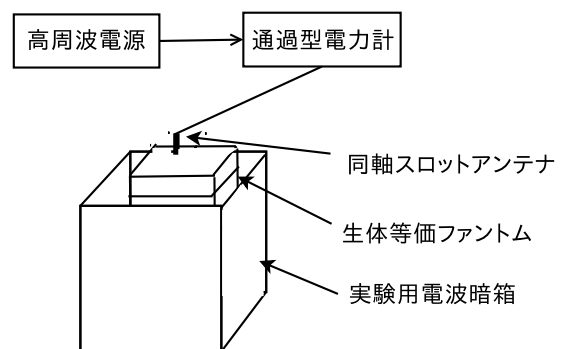


図 1 実験構成図

#### 4.1 同軸スロットアンテナの設計

実験で使用した同軸スロットアンテナの設計について述べていく。同軸スロットアンテナは直径 1mm 前後の同軸ケーブルの先端およそ 10~20mm 付近に、リング状に外導体を取り除き露出させた部分を配置させたものである。この露出させた部分をスロットと呼称している。このアンテナの先端部分は内導体と外導体とを短絡させてある。実際の治療時には、衛生上の理由から医療用のカテーテルと呼ばれる誘電体のチューブが使われている [3]。本研究でも同様にアンテナにカテーテルを装着して実験を行った。また、今回使用したアンテナは深在部の治療を対象としているため、刺入長が表面から  $Dt = 70\text{mm}$  のものについて設計制作したので、これについて述べていく。以下の図 2 に今回自作したアンテナの設計図を示した。また表 1 に設計図に示したアンテナの各部分の寸法をまとめた [4] [5]。

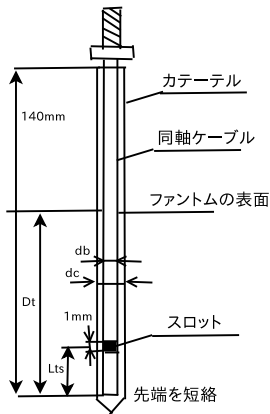


図 2 同軸スロットアンテナの基本的な構造 [2][4]

表 1 同軸スロットアンテナの寸法 [4]

$db$ [mm]	アンテナの直径	1.19
$dc$ [mm]	カテーテル直径	2.00
$tc$ [mm]	カテーテル厚	0.35
$Lts$ [mm]	アンテナ先端とスロット中心の距離	20.0
$Dt$ [mm]	アンテナ刺入長	70.0

#### 4.2 実験用電波暗箱

実験で電波暗箱を使用する。その理由として次の 2 つの理由が挙げられる。一つ目の理由として、使用する周波数によっては実験者の身体に害になってしまうことである。2 つ目の理由が、他の場面で電波を利用している人の電波に干渉してしまい、妨害してしまうおそれがある。これらの状態になることを防ぐために電波暗箱を使用する。電波暗箱は箱の境界面に入射してくる波を極力暗箱の外に放出することなく吸収し熱に変換することで、暗箱の外の活動の妨げにならないようにする。

今回使用する周波数帯である 430MHz の電波を外に逃がさないようにするために、表皮深さ  $d$  について知る必要

がある。表皮深さ  $d$  は式 (2) で求めることができる [6]。

$$d = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (2)$$

ただし、式 2 において、 $f$ :周波数 [Hz]、 $\mu$ :透磁率 [H/m]、 $\sigma$ :導電率 [S/m] を表す。電波暗箱制作に関して、材料にアルミホイルを用いた。アルミホイルの各定数を文献 [6] を参考に表 2 にまとめる。

表 2 電波暗箱製作に関する各定数 [6]

アルミニウムの比透磁率 [H/m]	1.00000065
真空の比透磁率 [H/m]	$4\pi \times 10^{-7}$
導電率 [S/m]	$3.82 \times 10^7$
周波数 [Hz]	$430 \times 10^6$

事前に検証を行った結果、使用する周波数帯である 430MHz 付近では 40dB 改善され、反射波をほぼ遮断することが確認できたことから使用することが可能であると判断した。

#### 4.3 生体等価ファントム

生体等価ファントムとは、人体の組成において本研究で用いる生体等価ファントムは、人体の組成のうちの筋肉を想定したものを作成した。実際に実験で用いたファントムは  $200\text{mm} \times 200\text{mm} \times 200\text{mm}$  のものを作成し使用した。表 3 に作成した生体等価ファントムの材料、組成比及びその分量をまとめた [7]。

表 3 生体等価ファントムの組成比及び分量 [7]

材料	材料組成比 (%)	使用量 (g)
脱イオン水	85.64	6850
寒天	2.65	212.3
塩化ナトリウム	0.95	76.3
アジ化ナトリウム	0.05	4.1
TX-151	2.14	171.3
ポリエチレンパウダー	8.56	685.1
合計	100.00	8000

本研究で使用する生体等価ファントムは 300MHz~2.5GHz 周波数帯域において使用可能のものである。このファントムにおいて、電気的特性及び熱的特性を表 4 に示す。

表 4 生体等価ファントムの電気的特性及び熱的特性 [8]

比誘電率 $\epsilon_r$	53.0
導電率 $\sigma$ [S/m]	1.41
比熱 $c$ [J/kg · K]	3725
熱伝導率 $\kappa$ [J/s · m · K]	0.55
密度 $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	955

## 5 アンテナの性能評価

使用するアンテナの性能を評価した。前述の通り、本研究では 430MHz の周波数帯域での使用を考えている。アンテナの評価において Agilent Technology 社のネットワークアナライザを用いた。

### 5.1 性能評価の基準

アンテナが実験で使用できるかの評価基準は反射係数を用いた以下の式 (3) を用いる。

$$10 \log_{10} \frac{P_r}{P_f} \leq -10[\text{dB}] \quad (3)$$

ただし、式 (3) において  $P_f$  は入力電力であり、 $P_r$  は反射電力を表す。この式は反射電圧が入力電圧の 1 割程度以下であればアンテナとして信頼性を損なうことなく使用することができることを表す。また今回のこの検証は、実際に使用する予定であるファントムと同様のものを用い、また周波数による反射波の影響を無視できるようにするため、制作した電波暗箱の中にファントムを入れた状態にすることで、実際の実験と同様の条件で検証した。

### 5.2 アンテナの反射損評価結果

図 3 に自作したアンテナの評価に関するグラフを示す。今回製作した 4 本のアンテナに関するグラフである。このグラフにおいて、横軸を周波数、縦軸を評価に使う反射係数の値となっている。

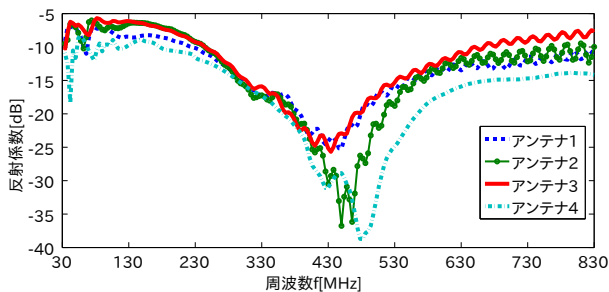


図 3 同軸スロットアンテナ反射損評価

今回製作したすべてのアンテナに関して、基準となる値を満たしている。この基準は参考文献 [10] より、反射係数の値が  $-10[\text{dB}]$  以下の値になることである。特に損失の少ないアンテナに関しては図 3 からわかるとおり、反射係数の値が  $-30[\text{dB}]$  以下になるものがあった。また、反射波が多いものでも、 $-20[\text{dB}]$  程度に抑えることができていたため、今後の研究に使用することは十分に可能であると結論付けることができた。

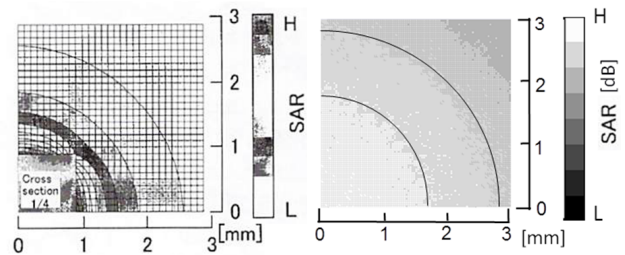
## 6 実験結果

実験をするうえで、電力計と同軸スロットアンテナをつなぐケーブルの損失を調べる必要がある。この損失を知ることによって正味入力電力を知ることができる。正味入力電力と

は、入力電力から反射電力を差し引いた電力である。

計測した結果、損失はほぼ 0 であり、伝送路での損失はないものとして考えることができた。

同軸スロットアンテナ 1 本を  $200\text{mm} \times 200\text{mm} \times 200\text{mm}$  の大きさの生体等価ファントムの中心へと刺し、加温した。その時の結果を先行研究と比較を図 4 に示す。スロット部分を中心とし各平面においてほぼ左右対称に分布した。また  $xy$  平面上で考え、先行研究より  $3\text{mm} \times 3\text{mm}$  サイズのシミュレーション SAR 分布と実験結果を比較するとほぼ等しい結果になった。そのため同軸スロットアンテナはほぼ正確に製作できたと言える。この結果より、今回製作した同軸スロットアンテナ及び生体等価ファントムを用いた実験は概ね信用できる結果になった [4]。



(a) 先行研究

(b) 本研究

図 4 先行研究との SAR 分布比較

実験を行うにおいて加温時間、正味入力電力を様々な値に変化させた。実験当初では [8] から入力電力を  $5[\text{W}]$ 、加温時間を  $60[\text{s}]$  で行った。しかし、目標となる温度まで温度が上昇しなかったため、実験条件を変えて複数回の実験を行った。その実験条件と温度上昇の結果を表 5 に示し、1 回目から 4 回目までの実験結果を撮影したものを図 6 に示す。複数回実験を行う中で 2 種類の大きさのファントムを使用し、実験を行った。1 回目と 2 回目は  $200\text{mm} \times 200\text{mm} \times 200\text{mm}$  の大きさで製作したファントム、3 回目と 4 回目は紙コップで製作した大きさのファントムで実験をそれぞれ行った。2 回目、3 回目の温度分布図の形が変形しているのは、加温後ファントムの自立形状が保持できず、撮影するまでに形が崩れたためである。1 回目から 3 回目の図は加温後にアンテナを外し上部から撮影したもので、4 回目の図は加温後ファントムを縦にわり、撮影したものである。

表 5 ファントムへ給電時の実験条件と結果

回数	正味入力電力 [W]	加温時間 [s]	到達温度 [ ]
1 回目	12	120	41.5
2 回目	13	90	44.4
3 回目	8	120	49.3
4 回目	11	120	40.2

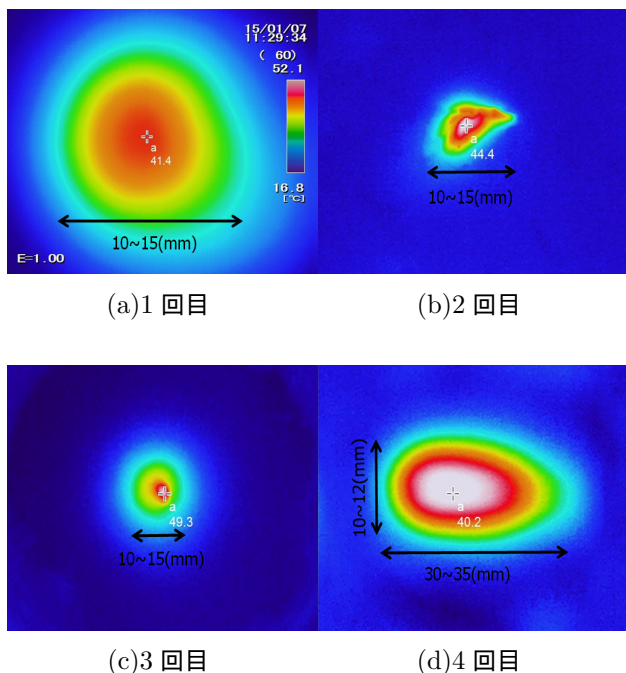


図5 赤外線カメラで撮影した温度分布の様子

複数回同じ条件で実験を行うことから、大きいファントムと小さいファントムでは温度上昇に違いが見られた。図5の図(a)、図(c)の結果から、図(c)の実験結果の正味入力電力が低いにも関わらず、図(c)のほうが温度変化が大きくなったという結果がでた。このことから、大きいファントムよりも小さいファントムの方が、同じ電力を流しても短時間で加温しやすいことが明らかになった。また、図(b)と図(d)の結果より、加温時間を短くしても電力を上げることで、ほぼ同じ温度変化になることが判断できた。

## 7 まとめと今後の課題

実験に必要な電波暗箱、同軸スロットアンテナと生体等価ファントムを製作し、性能の評価も行った。その結果電波暗箱は使用した周波数の電磁波を遮断することができた。さらに、同軸スロットアンテナは基準となる値を満たしており、特に損失の少ないアンテナに関しては損失が-30[dB]程度のを製作することができた。

実験ではアンテナ1本時での加温分布を測定し、先行研究との比較をした結果、ほぼ一致した。今回使用したアンテナは反射電力が最も少なかった図3におけるアンテナ2を使用して実験を行った。その際、アンテナ1本でしか実験をすることができず、加温したい範囲全体を目標温度まで上げることができなかつた。そのため、範囲全体を目標温度まで上げるためには、アンテナの本数を増やすことが必要になると思われる。また、製作した生体等価ファントムにおいて、実験を行うたびに自立形状の保持ができなくなることや、加温することが難しくなることが多くあり、同様の実験を複数回に渡って続けることが難しくなつた。そのため生体等価ファントムの製作段階において製作に関

してその過程を見直す必要があると考えられる。

本研究では癌細胞の大きさを先行研究と同じ大きさと考え、実験を行ったが、癌細胞全体を死滅させられる温度まで加温する必要がある。また患者への負担を軽減するために、アンテナの刺入本数を減らしたり、加温時間の短縮などの方法を模索する必要がある。また、生体組織における筋肉をモデル化して実験を行ったが、生体の他の器官においては組成が異なるため、電気的な特性や熱的な特性も異なる。したがって、各器官において加温特性が異なると考えられることから、生体等価ファントムの組成を改めて考え、それに適用したアンテナの設計、製作を行うことも必要となってくると思われる。

## 参考文献

- [1] 平岡真寛, 田中良明, 全訂 ハイパーサーミア マニュアルー効果的な癌温熱治療法を実施するためにー, 株式会社医療科学者社, 東京, 1999.
- [2] 南佳那, 信田真佑, “癌の温熱療法のための同軸スロットアンテナの最適配置,” 南山大学情報理工学部システム創成工学科 2012 年度卒業論文, Jan. 2013.
- [3] 齊藤一幸, 吉村博幸, 伊藤公一, “生体等価ファントムを用いた医療用マイクロ波アンテナの加温特性改善,” 電子情報通信学会論文誌 B, vol.J85-B, no.5, pp.719-722, May 2002.
- [4] 齊藤一幸, 伊藤公一, “FDTD 法を用いたマイクロ波ハイパーサーミア用同軸スロットアンテナの SAR 分布特性に関する検討,” 電子情報通信学会論文誌 B, vol.J82-B, no.2, pp.276-282, Feb. 1999.
- [5] 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ー提案ー同軸ダイポールアンテナの導入ー,” 電子情報通信学会論文誌 B, vol.J84-B, no.12, pp.2351-2353, Dec. 2001.
- [6] William H. Hayt, Jr., John A. Buck, Engineering Electromagnetics seventh edition, McGraw-Hill, pp.418-553, 2006.
- [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,” 電子情報通信学会論文誌 B, vol.J81-B-2, no.12, pp.1126-1135, Dec. 1998.
- [8] 齊藤一幸, 中山修, 浜田リラ, 伊藤公一, “同軸スロットアンテナで構成したハイパーサーミア用正方形アレーアプリケーションの温度分布解析,” 電子情報通信学会論文誌 B, vol.J82-B, no.9, pp.1730-1738, Sep. 1999.
- [9] 宇野亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 東京, 1998.
- [10] 電子情報通信学会 アンテナ・伝播研究専門委員会, “アンテナ伝搬基礎講座(第2回),” Jun. 2009.