

# 癌の温熱療法のための同軸スロットアンテナ 1 本の温度分布解析

2013SE023 後藤芹佳

指導教員 奥村康行

## 1 はじめに

ハイパーサーミアと呼ばれる、癌の温熱治療がある。癌細胞と正常細胞の温熱感受性の差を利用して患部を加温することにより、癌細胞のみを殺傷する。過去の研究により、癌細胞を 42℃ 以上に加温することによりその生存率が急激に低下すると分かっている。したがって治療の成否は、患者の体内に位置する腫瘍部分を確実に加温することができるかどうかにかかっている [1]。

本研究では先行研究 [2] で求められた同軸スロットアンテナの最適配置の治療可能範囲を求めるために同軸スロットアンテナ 1 本の温度分布を FDTD 法を用いた Remcom 社の XFDTD によりシミュレーションする。その結果のより治療可能範囲について評価、考察する。

先行研究 [3] では、FDTD 法を用いて生体内の SAR 分布を算出し、これを発熱源として Pennes の生体熱輸送方程式を解くことにより同軸スロットアンテナ 4 本の生体内温度分布を求めている。また、先行研究 [4] では、先行研究 [3] と同じ手法で肝臓を想定した同軸スロットアンテナ 1 本と 2 本のときの生体温度分布を求めている。本研究では、Pennes の生体熱輸送方程式の修正版を用いている XFDTD により筋肉を想定した同軸スロットアンテナ 1 本の生体内温度分布を求めている。そのため、先行研究より正確な温度分布を求めることが可能であると考えられる。

## 2 アンテナの電磁界解析モデル及び解析条件

使用アンテナ及び解析モデルについて述べ、その後解析条件について述べる。

### 2.1 同軸スロットアンテナ

図 1 に同軸スロットアンテナの基本構造を示す。同軸スロットアンテナは、直径 1mm 前後の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、またアンテナの先端部分は内導体と外導体を短絡してある [1]。

同軸スロットアンテナの比誘電率及び熱定数は、同軸線路内誘電体の比誘電率  $\epsilon_{ri} = 2.03$ 、比熱  $c = 974 \text{ J/kg} \cdot \text{K}$ 、熱伝導率  $\kappa = 0.272 \text{ J/s} \cdot \text{m} \cdot \text{K}$ 、密度  $\rho = 2200 \text{ kg/m}^3$ 、カテーテルの比誘電率  $\epsilon_{rc} = 3.50$ 、比熱  $c = 1674 \text{ J/kg} \cdot \text{K}$ 、熱伝導率  $\kappa = 0.245 \text{ J/s} \cdot \text{m} \cdot \text{K}$ 、密度  $\rho = 1140 \text{ kg/m}^3$ 、導体(銅)の比熱  $c = 385 \text{ J/kg} \cdot \text{K}$ 、熱伝導率  $\kappa = 398 \text{ J/s} \cdot \text{m} \cdot \text{K}$ 、密度  $\rho = 8950 \text{ kg/m}^3$  である [1][3]。

### 2.2 解析モデル及び解析領域

同軸スロットアンテナ断面の FDTD 解析モデルを図 2 に示す。セルサイズについて、アンテナ径方のセルサイズは、 $\Delta x = \Delta y = 0.1 \text{ mm}$  とした。また、使用アンテナは

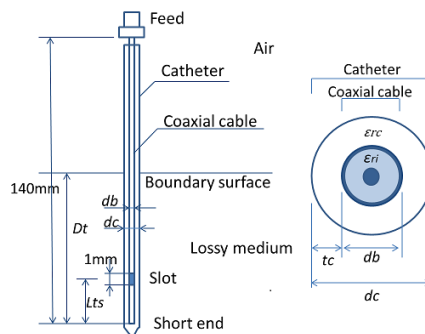


図 1 同軸スロットアンテナの基本構造 [1][3]

直径と比較してアンテナ長が非常に長いため、アンテナ長方向セルサイズを  $\Delta z = 1.0 \text{ mm}$  とした。使用する周波数は、我が国においてハイパーサーミアでよく使用される 430MHz である。

同軸スロットアンテナ 1 本の解析領域を図 2 に示す。図 2 に示すようにアンテナ径方向について  $x, y$  方向各々について 530 セル (53mm)、アンテナ長さ方向 ( $z$  方向) について 160 セル (160mm、アンテナ長 + 20mm) とした。

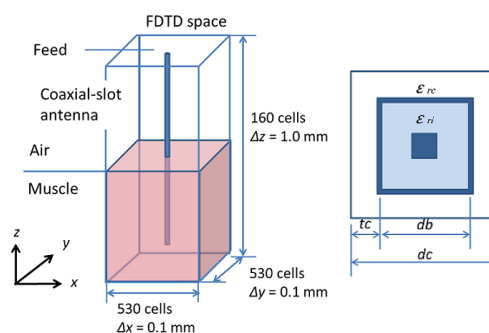


図 2 1 本の同軸スロットアンテナ及びアンテナ断面の FDTD 解析モデル [1][3]

### 2.3 材料特性

使用する同軸スロットアンテナの内導体及び外導体は、PEC (Perfect Electric Conductor) とする。同軸スロットアンテナの電気定数及び熱定数は、2.1 で示した。筋肉を想定した生体組織の定数は、比誘電率  $\epsilon_r = 53.0$ 、導電率  $\sigma = 1.41 \text{ S/m}$ 、比熱  $c = 3500 \text{ J/kg} \cdot \text{K}$ 、熱伝導率  $\kappa = 0.60 \text{ J/s} \cdot \text{m} \cdot \text{K}$ 、密度  $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$  である [1][4]。ここで、血液の定数は、組織中を循環する血液の密度  $\rho_b = 1060 \text{ kg/m}^3$ 、血液の比熱  $c_b = 3960 \text{ J/kg} \cdot \text{K}$ 、血液の温度  $T_b = 37.0 \text{ }^\circ\text{C}$ 、血液の熱伝導率  $\kappa_b = 0.52 \text{ J/s} \cdot \text{m} \cdot \text{K}$  である。また、筋肉の血液流量率  $F$  については  $F = 8.30 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg} \cdot \text{s}$

とする [3].

## 2.4 SAR と生体熱輸送方程式

SAR(Specific Absorption Rate, 比吸収率) とは, 生体組織が単位質量当たり吸収する電磁波エネルギー量で, 単位は W/kg で表される. SAR の定義は式 (1) で表される.

$$\text{SAR} = \sigma / \rho |\mathbf{E}|^2 \quad (1)$$

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>],  $|\mathbf{E}|$ :電界の振幅(実効値)[V/m] である [2].

一般に生体内の温度分布は Pennes の生体熱輸送方程式を解くことにより求める. 生体熱輸送方程式は式 (2) である.

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

ここで,  $T$ :温度 [°C],  $t$ :時間 [s],  $\rho$ :生体組織の密度 [kg/m<sup>3</sup>],  $c$ :生体組織の比熱 [J/kg · K],  $\kappa$ :生体組織の熱伝導率 [J/s · m · K],  $\rho_b$ :組織中を循環する血液の密度 [kg/m<sup>3</sup>],  $c_b$ :血液の比熱 [J/kg · K],  $T_b$ :血液の温度 [°C],  $F$ :血液流量率 [m<sup>3</sup>/kg · s] である [3][4].

## 3 解析結果

初めに, 同軸スロットアンテナ 1 本を刺入した際の SAR 値をシミュレーションにより求め, 先行研究と一致するかを確認した. 次に 1 本の同軸スロットアンテナにおける温度分布を示す.

### 3.1 SAR 分布図

$xy$  平面での SAR 分布を図 3 に示す. 右に先行研究の結果, 左に今回作製したモデルでの結果を示す. これは, 同軸スロットアンテナ 1 本を人体モデルに刺入した際の電界分布である. 先行研究の電界分布 [1] とほぼ等しい.

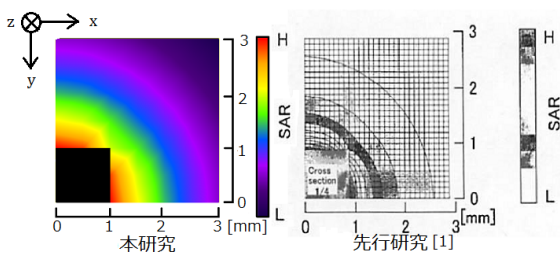


図 3 SAR 値比較

### 3.2 温度分布

解析条件について, 加温時間は定常状態になるまでとし, 同軸スロットアンテナの正味入力電力を 10W, 20W の 2 パターンとした. ここで, 10W のときを (a), 20W のときを (b) とする. 温度分布は  $y=0\text{mm}$  の位置の図を取り出している. 解析結果は, 図 4 に示す. (a) のときは 42 °C 以上になる領域がない. (b) のとき 42 °C 以上になる範囲は  $x=-6\sim 6\text{mm}$ ,  $z=40\sim 70\text{mm}$  である.

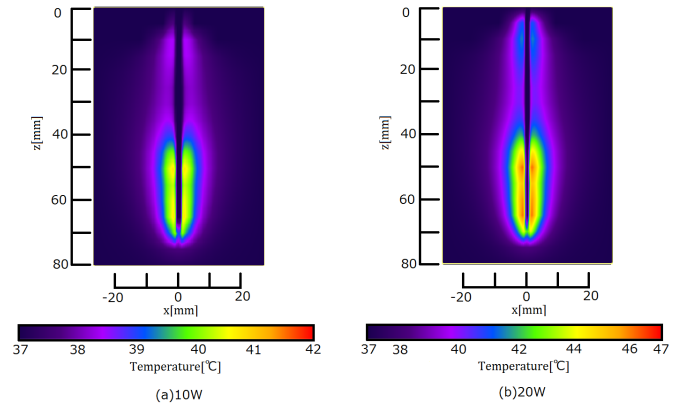


図 4 温度分布

## 4 まとめと今後の課題

先行研究の同軸スロットアンテナ及び人体組織モデルを作製し, 解析を行った結果,  $xy$  平面における SAR 分布は先行研究とほぼ一致した. これより, 今回作製したモデルは妥当なものと判断できる.

温度分布の結果より, (a) は 42 °C 以上になる領域がない. そのため, 10W のときは実用的ではない. (b) は 42 °C 以上になる領域の半径の最大値は約 6mm であることが分かった. しかし, 一般に正常細胞は 45 °C を超えると死ぬとされている. そのため, (b) は 45 °C 以上になる領域があるため, 実際に治療するときは 45 °C 以上にならないように調整することになり, 有効加温領域の半径の最大値は 6mm より小さくなると思われる. 今後は 45 °C 以上になる前の有効加温領域の半径の最大値を求める必要がある.

また, アンテナが複数本の場合の温度分布を求めて, アンテナの最適配置における治療が現在一般的な配置より有効であるか検討する必要があると考えられる.

## 参考文献

- [1] 齊藤一幸, 伊藤公一, “FDTD 解析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.J87-B, no.3, pp.276-282, Feb. 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, 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イ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.
- [4] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito, “Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy,” IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol.48, no.11, pp.1800-1806, Nov. 2000.