

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

2009SE163 南 佳那 2009SE210 信田 真佑

指導教員：奥村 康行

1 はじめに

ハイパーミアと呼ばれる、癌細胞に対し電磁波を利用して加温を行うことで死滅させる温熱療法がある。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、対象細胞のみを殺傷する。過去の研究結果から、癌細胞を 42 以上に加温することでその生存率が急激に低下すると分かっている。また、正常細胞にとって 43 までの温熱は生理的範囲にあり、問題はない。さらに加温すると癌細胞は正常細胞に比べて 1, 2 高くなる。従って治療の成否は、患者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]。現在行われているハイパーミアによる癌の治療法では、体内深部の癌細胞のみを加温することは難しい。そこで、治療範囲を最小限に抑えることに着目する。患者への負担は、アンテナの刺入長を可能な限り浅くし、挿入アンテナの本数を最少限にすることで軽減される。患者への負担軽減を目的とし、治療に最適なアンテナの最少本数を求める。アンテナの電磁波による発熱量は、ハイパーミア用加温機器の性能評価に用いられる SAR(Specific Absorption Rate) により行い、この発熱量により治療の成否を判断する。また、アンテナの最少本数は、 p -センター問題を解くことで求める。 p -センター問題については第 3 節で説明する [2]。

2 アンテナの電磁界解析モデル及び解析条件

使用アンテナおよ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。解析は FDTD 法を用いる [3]。

2.1 同軸スロットアンテナ

同軸スロットアンテナは、直径 1mm 程度と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、これをアンテナ先端付近に配置したものである。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][4][5][6]。

2.2 同軸スロットアンテナの解析モデル

本研究で用いたセルサイズでの一般的な円形断面同軸線路と正方形断面モデルの特性インピーダンスを比較した。その結果、正方形断面の方が FDTD 解析結果は文献 [7] より求めた計算値に近い値となった。従って、今回のシミュレーションモデルとして図 1 の同軸線路モデルを採用した。なお、表 1 の計算値とは文献 [7] の式より求めた特性インピーダンスのことである。また、FDTD の値

表 1 同軸線路の特性インピーダンス [1][7]

	特性インピーダンス
計算値	51.44+j0.369[Ω]
FDTD	52.99[Ω]

は、シミュレーションによる解析結果である。そして、表 2 は同軸スロットアンテナの寸法 [1] を示している。

表 2 同軸スロットアンテナの寸法 [1][4][5][6]

db [mm](アンテナ直径)	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](アンテナ先端からスロット中心までの距離)	20.0
Dt [mm](アンテナ刺入長)	70.0
ϵ_{ri} (同軸線路内誘電体比誘電率)	2.03
ϵ_{rc} (カテーテル比誘電率)	3.50

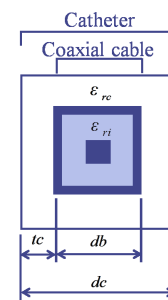


図 1 同軸線路モデル [1]

2.3 解析モデル

同軸スロットアンテナの FDTD 解析モデルは、図 2 に示す。また、解析領域は図 3 に示す。そして、同軸スロットアンテナの各パラメータの値は、表 2 に従う。アンテナ先端から 137mm の高さに給電。FDTD 領域の z 方向の上限から 3mm 下げた座標においた。解析モデル図を用いて、人体構造を模倣した多層媒質に同軸スロットアンテナを刺入した際の電界分布と SAR 分布について検討する。

2.4 SAR

アンテナ周辺の電磁波による発熱量は、ハイパーミア用加温機器の性能評価に用いられる SAR(Specific Absorption Rate) により行う。アンテナは人体近傍で使用されるため、放射電力の一部は人体に吸収される。吸収量を規定する基準値があり、その基準に用いられる数値として SAR(比吸収率)[W/kg] がある。SAR の定義は以下の式で表される。

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

ここで、 σ :生体組織導電率 [S/m]、 ρ :生体組織密度 [kg/m³]、 $|E|$:電界の振幅(実効値)[V/m] である。

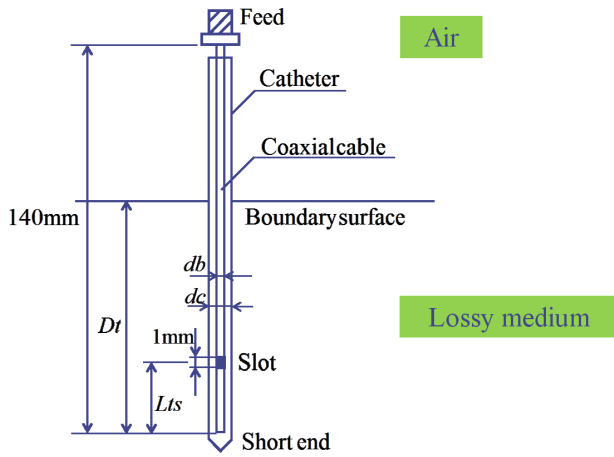


図 2 同軸スロットアンテナの基本構造 [1][5][6]

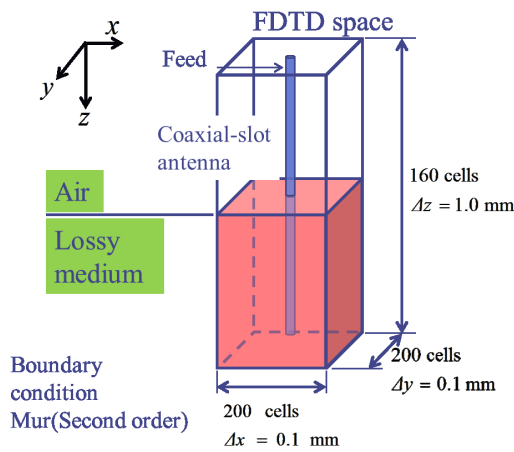


図 3 FDTD 解析モデル [1][5][6]

2.5 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、境界面が完全導体である場合、境界に平行な電界の接線成分を 0 とする境界条件を用いるため、PEC(Perfect Electric Conductor) とする。同軸線路内誘電体比誘電率、カテーテル比誘電率、その他電気定数は、表 2, 3 を参照した。表 3 は損失媒質の各定数を示している [1]。

表 3 損失媒質定数 [1]

媒質	比誘電率 ϵ_r	導電率 σ [S/m]	媒質密度 ρ [kg/m ³]
筋肉	53.0	1.41	1000.0
皮膚	47.0	1.00	1000.0
脂肪	5.0	0.09	900.0

2.6 セルサイズ及び解析領域

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、使用アンテナは直径と比較してアンテナ長が非常に長いので、アンテナ長方向セルサイズを $\Delta z = 1.0\text{mm}$ とした。解析領域については、図 3 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 200 セル (20mm, 媒質中波長で 1/4 波長)、アンテナ長さ方向 (z 方向) に

いて 160 セル (160mm, アンテナ長+20mm) とした。そして、吸収境界条件はすべて Mur の 2 次を用いる。

2.7 計算の安定性

FDTD 法は差分法が基本となるため、セルサイズは細かいほど精度も高くなる。しかし、実際の計算では、計算時間も考慮すると、どのくらい細かくすべきかが問題となる。一般的には、使用する最大周波数に対して 1/10 波長程度以下とする。しかし、サンプリング定理より、1/2 波長以下では計算の信頼性は劣る。計算結果の安定性を得るためには、空間の増分値 $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ は波長 λ より十分小さい必要がある。時間ステップ数 Δt は、Courant の安定条件から式 (2) を満たさなければならない。式 (2) 中の v は光速であり、 3×10^8 [m/s] である [3]。

$$\Delta t \leq \frac{1}{v \sqrt{\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}}} \quad (2)$$

本研究で用いるセルサイズを式 (2) を用いて計算すると、計算の安定性を得るためには式 (2) を満たす必要があると分かる [3]。本研究で使用する周波数は、わが国においてハイパーミアでよく使用される 430MHz である。FDTD の計算ステップは Courant の条件より 0.235ps とした。

3 p -センター問題 [2]

p -センター問題とは、複数の施設を立地させることが可能なとき、最も遠いノード間の距離を最小にする p 個の点の配置位置を求める問題である [2]。配置問題のうち、集合被覆問題は対象範囲内にある全ての施設からの距離の総和を最小化させるが、本研究では各施設からの距離を最小化させるため、 p -センター問題を用いる。

3.1 定義式

p -センター問題は、施設配置問題のうち離散型の問題であるが、今回は連続型の Mini-Max 問題として考えた。目的関数は以下の式で表される。

$$\min_{(x_i, y_i), i=0, \dots, p} \{ \max_{(x, y) \in A} \{ \min_i \{ d_i(x, y) \} \} \} \quad (3)$$

ただし、 $d_i(x, y)$ はある基準点 (x, y) から最短距離にある施設までの距離である。また、 (x_i, y_i) は基準点を含む領域の中心である。そして、 $d_i(x, y)$ は以下の式で表される。本研究では、問題を簡単にするために対象範囲を 2 次元の平面とした。

$$d_i(x, y) = \sqrt{(x_i - x)^2 + (y_i - y)^2} \quad (4)$$

目的関数について説明する。初めに基準点 (x, y) を定め、その点から最短距離の点 p を見つける。次に、各基準点 (x, y) から見つけた最短距離に設置されている点 p までの距離が最も遠い組合せを見つめる。そして、その最も遠いノードを最短化する。つまり上記の目的関数は最も条件により不利になるノードを可能な限り少なくすることを示している。また、この問題は可能な最小半径の円による領域の全ての点を覆うことと等価である。領域の形状は、単位正方形とする。

3.2 最適円の半径

今、与えられた任意の領域全体を面積 S で覆うことを考える。半径 R の同一円を用いて、領域を面積 S/p で覆うとすると、以下の式を得る。

$$p\pi R^2 \geq S \quad (5)$$

$$R \geq \sqrt{\frac{S}{\pi p}} = 0.56419\sqrt{\frac{S}{p}} \quad (6)$$

次に、与えられた領域を六角形で覆うことを最適と考えるとき、領域を覆う最適円の半径 R は次式で求められる [2]。ただし、 S は領域、 p は配置するアンテナの本数を表す。

$$R \geq \sqrt{\frac{2S}{3\sqrt{3}p}} = 0.62040\sqrt{\frac{S}{p}} \quad (7)$$

上式は、半径 R の円に外接する正六角形の面積から示される。

4 解析結果

初めに、同軸スロットアンテナ 1 本を刺入した際の電界及び 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。

4.1 電磁界解析の結果

初めに電磁界解析による電界強度を示し、次に各脂肪厚における SAR 値の変化を示す。

4.1.1 電界分布図

xy 平面での電界分布を図 4 に示す。左に先行研究の結果、右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] とほぼ等しいため、モデル化は妥当であると言える。

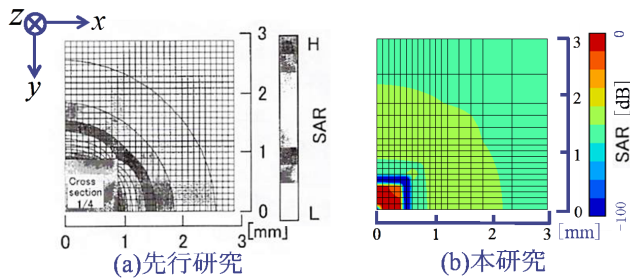


図 4 SAR 値比較 ($z = 11\text{mm}$)

4.1.2 各脂肪厚における SAR 値

人体組織の脂肪を 10mm, 20mm, 30mm と変化させて SAR 値がどのように変化するかを確認した。SAR 値はアンテナ中心軸から 2mm の位置の値を取り出している。また、正味入力電力を 1W として規格化してある。解析結果は、図 5 から図 7 に示す。各々 (a) が今回作製したモデルによる結果であり、(b) が先行研究の結果 [1] である。図中の ▶ はスロットの位置を示す。

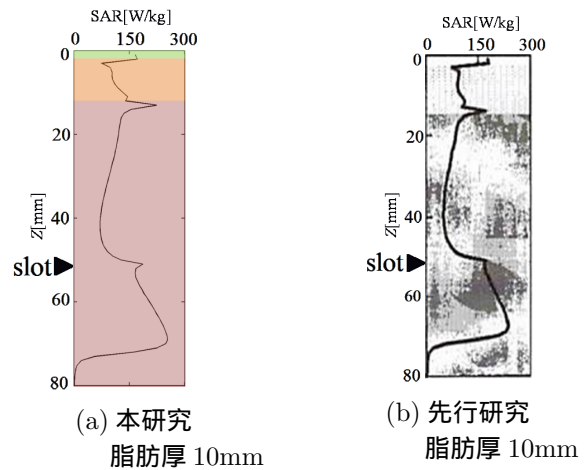


図 5 SAR 値 (脂肪厚 10mm)

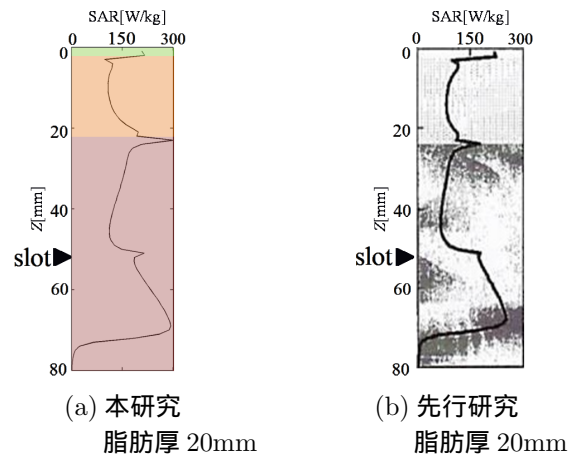


図 6 SAR 値 (脂肪厚 20mm)

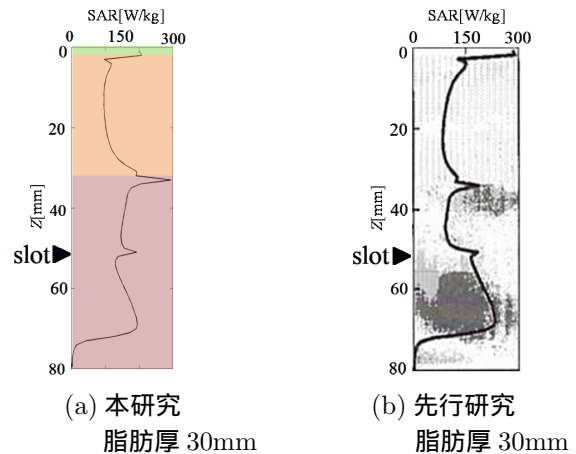


図 7 SAR 値 (脂肪厚 30mm)

4.2 p -センター問題の解析結果

同軸スロットアンテナ 1 本の場合は単位正方形内の中心 $(x, y) = (0.5, 0.5)$ に配置させた。 p が 3 以上の場合においては、 p -センター問題を Mini-Max 問題として解いた。解析結果を、アンテナ本数 $p = 3 \sim 6$ について各々示す。本

研究では、 $p = 3$ の値をもとに同軸スロットアンテナを配置する予定である。

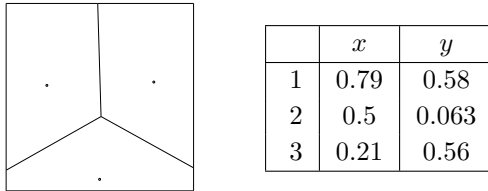


図 8 配置図及び配置座標 ($p=3$)

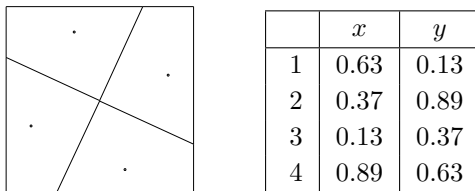


図 9 配置図及び配置座標 ($p=4$)

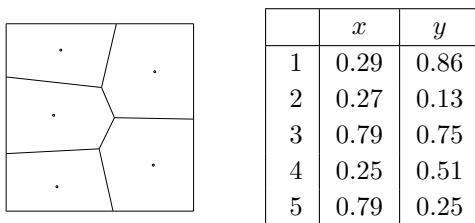


図 10 配置図及び配置座標 ($p=5$)

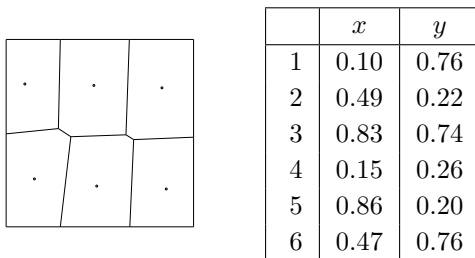


図 11 配置図及び配置座標 ($p=6$)

5 考察と今後の課題

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 ($z = 11\text{mm}$) における電界分布は先行研究とほぼ一致した。各 SAR 値において不連続が生じているが、媒質の境界部分では境界面に垂直な電界成分 (Ez) は不連続に変化することが原因で

ある。また、媒質定数の変化が大きいため、SAR 計算時の σ/ρ が急激に変化することも原因であると考えられる。各脂肪厚における SAR 値については、各々先行研究とほぼ値は一致していた。以上より、今回作製したモデルは妥当なもの判断できる。今後は 4.2 節で示した p -センター問題の解をもとに同軸スロットアンテナを配置させ、各アンテナからの治療有効範囲を解析により確認する必要がある。通常組織内照射療法において確実な治療を行うためには、癌細胞を取り囲むようにアンテナを配置させる必要があるとされている。また、通常は、5 から 6 本程度のカテーテルが癌細胞周囲に刺入される。このことから、アンテナが 6 本以下の場合を検討する必要があると考えられる。

6 まとめ

本研究ではハイパーミアと呼ばれる癌の治療法の治療範囲を最小限に抑えることに着目し、患者体内の癌細胞を確実に加温すること及び負担軽減の為、最少本数のアンテナで対象範囲をカバーすることを目的として研究を行った。初めに、先行研究の同軸スロットアンテナによるモデルを作成し、FDTD 法により解析を行った。先行研究の SAR 値と等しくなることを確認した。そして、 p -センター問題 [2] を Mini-Max 問題として任意の範囲をカバーするアンテナの最少本数及び座標を求めた。

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, February 1999.
- [2] A.Suzuki, Z.Drezner, “The p -center location problem in an area,” Location Science, vol.4, no.1/2, pp.69-82, September 1996.
- [3] 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.
- [4] 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.1732, 1999.
- [5] 齊藤一幸, 吉村博幸, 伊藤公一, “マイクロ波組織内加温用アレーアプリケーションにおける大容積腫瘍の均一加温に関する給電方法の検討,” 電子情報通信学会論文誌 B, vol.J87-B, no.3, pp.410-420, March 2004.
- [6] 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,” 電子情報通信学会論文誌 B, vol.J84-B, no.12, pp.2351-2353, December 2001.
- [7] B.C.Wadell, “Transmission Line Design Handbook,” Artech House, pp.57-59, 1991.