

当日の発表者を最初に記入すること。

連名者の最後に、必ず指導教員名を記入して下さい。
【Web 申込登録の時にも同一の指導教員名を記入すること】

マイクロ波カテーテルアブレーション用 微細径同軸構造アンテナの加温特性改善

保坂 寿美江[†] 齊藤 一幸^{††} 吉村 博幸[†] 伊藤 公一[†]
[†] 千葉大学工学部 ^{††} 千葉大学大学院 自然科学研究科

1. はじめに

近年、マイクロ波が生体に与える熱的効果を医療に応用しようとする検討が広く行われている[1]. 本稿では、微細径同軸構造アンテナを、マイクロ波カテーテルアブレーションへ適用するために、その加温特性の改善について、数値解析を用いて検討する。

2. カテーテルアブレーション

カテーテルアブレーションとは、不整脈などの心臓疾患に用いられる治療法で、図 1 (a)に示すように、細長い構造のアプリケーション(治療に用いる電極・アンテナの総称)を心室内に挿入し、患部を焼灼する治療法である。治療温度は最低約 50℃とされている[2].

3. 解析手法

3.1 電磁界解析 まず、図 1 (b)に示す解析モデルを用いて、アンテナ周辺の SAR 分布を FDTD 法により算出する[3]. ここで SAR とは電界による発熱に相当し、(1)式により求められる。

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

ここで σ : 生体組織の導電率[S/m], ρ : 生体組織の密度[kg/m³], \vec{E} : 電界強度(実効値)[V/m] である。

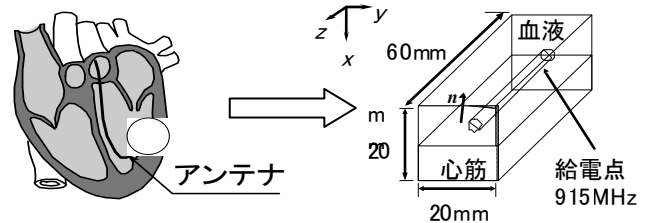
3.2 温度分布解析 上述した SAR を発熱源とし、温度分布解析を行う。生体内の温度分布は(2)式で記述され、また心筋表面の温度分布は(3)式の境界条件により表現される[4]. 以上 2 式を数値的に解くことにより心筋内の温度分布を算出する。

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\kappa \nabla T) + \rho \cdot SAR \quad (2) \quad h \cdot T_s = \kappa \frac{\partial T_s}{\partial n} \quad (3)$$

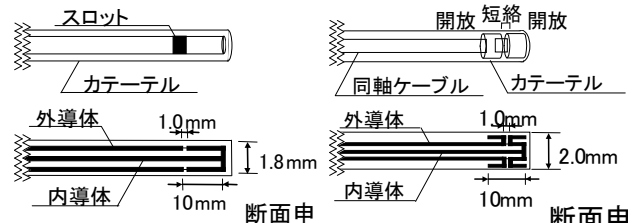
ここで T : 温度[℃], t : 時間[s], ρ : 生体組織の密度[kg/m³], c : 生体組織の比熱[J/kg·K], κ : 心筋組織の熱伝導率[W·m·K], T_s : 心筋表面の温度[℃], h : 熱伝達率[W/m²·K], n : 心筋表面の法線方向座標 である。

4. 温度分布解析結果

本稿では、図 2 に示すような 2 種類の同軸アンテナについて検討する。温度分布観測位置はアンテナ表面から 1mm 離れた、アンテナに平行なラインとする。図 3 に解析結果を示す。この結果から、同軸スロットアンテナを用いた場合には、アンテナ先端部だけでなく、スロットより給電点に近い部分においても温度が高くなっている。



(a) マイクロ波カテーテルアブレーション (b) 解析モデル
 図 1 マイクロ波カテーテルアブレーションと解析モデル



(a) 同軸スロットアンテナ (b) 同軸ダイポールアンテナ
 図 2 アンテナの構造

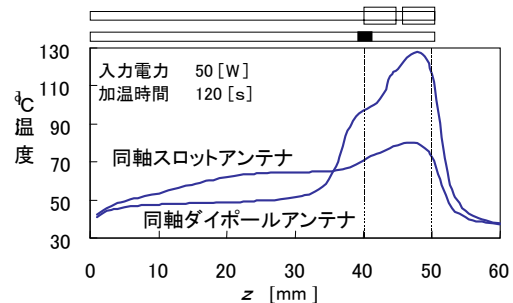


図 3 解析結果の一例

一方、同軸ダイポールアンテナを用いた場合には、アンテナ先端部での温度がほかの部分に比べて十分に高く、同軸ダイポールアンテナの方が、局所加温という点において良好な結果が得られた。

5. 今後の課題

今後はアンテナの構造をさらに改良する予定である。

参考文献

- [1] A. Rosen, 信学技報 MW98-21, pp. 59-66, 1998.
- [2] 佐竹, “高周波カテーテルアブレーション,” メディカ出版, 1994.
- [3] 齊藤ほか, 信学論 vol. J82-B, no. 2 (掲載予定).
- [4] Z. Kaouk, *et al.*, IEEE trans. MTT, vol. 44, no.10, pp. 1848-1854, 1996.