

# 新しいマイクロ波アンテナを用いた乳「癌」治療

鍬野 秀三 道山 哲幸  
日大工・電気電子

## 1. まえがき

現在、癌の主な治療法(手術, 投薬, 放射線照射)は格段の進歩を遂げているが, その根治は一部を除いて困難である.

ところで, 癌細胞は熱に弱く, 42°C以上で死滅することが知られている. したがって, たくさんの癌温熱療法が研究されている. その一つとして, マイクロ波エネルギーを用いる短時間(数分)治療法は有力である[1]. しかし, 従来のアンテナ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, アンテナ改良の研究開発が盛んであるが, それらは主に口腔部用である[2]. 筆者らは先に臓器内用として, 針先端部に工夫を施し, かつチョークを埋込んだ新しい同軸スロットアンテナを提案し, 肝臓癌への有効性を明らかにしてきた[3]~[5].

外国においては, 乳癌に対するマイクロ波治療法の臨床研究が低侵襲の特長のみならず乳房温存の観点から盛んである[6], [7]. しかし, 日本における研究は皆無である.

本報告では, 提案したチョーク埋込み型マイクロ波同軸スロットアンテナを用いた乳癌治療の可能性を考察している[8], [9].

## 2. 本論

提案のチョーク埋込み型同軸スロットアンテナの構造(中心縦(z-x)断面)を, 図1に示す. ただし, (a)は全体, (b)はチョーク部を表し, 針部は銅-セラミック(比誘電率 $\epsilon_1=9.8$ )の2層構造, 内外導体間はテフロン(比誘電率 $\epsilon_2=2.1$ )である. スロット幅をW, チョークの長さ調整長をそれぞれLとlで表す. 計算には, CST MW-Studio(電磁界解析;有限積分法, 熱解析;差分法)を用いた. 計算領域とその分割セル数はそれぞれ $x \times y \times z=40\text{mm} \times 40\text{mm} \times 60\text{mm}$ と約50万である. 電磁界の集中するアンテナ部位(先端やスロット端)のセルを小さく, かつ密にとった. 本法によるアンテナの電磁界解析精度は, 一般に良く用いられるFDTD(時間領域差分)法と同程度であることを確認している[10].

乳房内組織は主に脂肪と乳腺のため, 使用周波数 $f=2.45\text{GHz}$ におけるそれらの平均の比誘電率と導電率を $\epsilon_3=15.8$ と $\sigma_3=0.451\text{S/m}$ , 癌部のそれらを $\epsilon_4=53.4$ と $\sigma_4=1.84\text{S/m}$ とおいた. また, それらとアンテナ材料の熱定数(密度 $\rho$ , 比熱 $c$ , 熱伝導率 $\kappa$ , 代謝熱A)を, 表1に示す

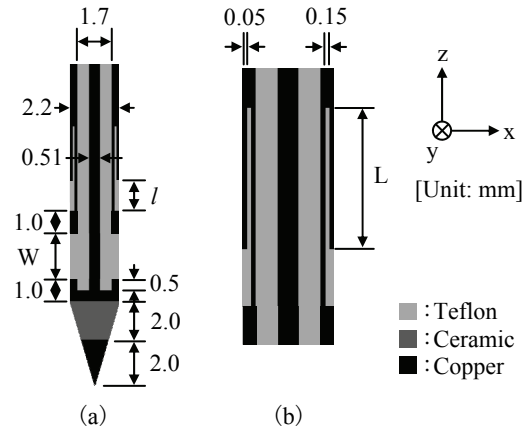


図1 提案のチョーク埋込み型アンテナの構造(中心縦断面); (a)全体, (b)チョーク部

表1 アンテナ材料と乳房(と癌)の熱定数

	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	$c$ [J/kg·K]	$\kappa$ [W/m·K]	A [W/m <sup>3</sup> ]
Copper	8930	0.39	401	-
Teflon	2200	1.0	0.2	-
Ceramic	3800	0.88	25	-
Breast	1069	2279	0.306	350
Tumor	1182	3049	0.496	5500

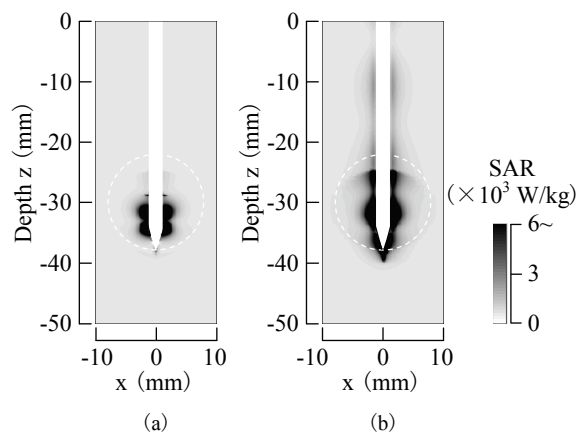


図2 乳房内のSAR分布(W=2mm,  $\odot$ :癌部); チョーク:(a)有, (b)無,  $f=2.45\text{GHz}$ ,  $P=20\text{W}$

[11]. 今回の解析では、血流による冷却効果は考慮しない。

刺入アンテナ ( $W=2\text{mm}$ ) による中心縦 ( $z$ - $x$ ) 断面における乳房内のSAR(比吸収率)分布を、図2に示す。ただし、(a)と(b)はそれぞれチョーク ( $L=18\text{mm}$ ,  $l=3\text{mm}$ ) 有[4]と比較用の無(針部:全銅)の場合を表し、 $\odot$  (直径:16mm)印は癌部(中心:表面から30mm), 入力電力  $P=20\text{W}$ である。提案のアンテナの同軸方向SARは従来のアンテナのそれに比べて抑制されていることがわかる。

定量的に見積もるため、アンテナ中心から  $x=2\text{mm}$ の $z$ 軸上のSAR特性を、図3に示す。ただし、実線と点線はそれぞれチョーク有と無の場合を表す。提案のアンテナのSARは癌部近傍 ( $z=-28\sim-36\text{mm}$ ) に集中している。

短時間治療の目安として、患部は $60^\circ\text{C}$ 以上と考える[1]。

図4は、図2に対応する乳房内の加温分布を示す。ただし、(a)と(b)はそれぞれ図2と同じようにチョーク有[3]と比較用の無の場合を表し、加温時間 $t=120\text{s}$ , 乳房温度 $T_b=37^\circ\text{C}$ , 外気温度 $T_a=37^\circ\text{C}$ , 空気の熱伝達率 $h=50\text{W}/\text{m}^2\cdot\text{K}$ [12]である。提案のアンテナは従来のそれに比べて癌部のみを選択的に加温(黒色 $\sim 60^\circ\text{C}$ 以上)し、特に給電側同軸方向への加温を抑制している。

詳細に考察するため、図3に対応する乳房内の加温特性を、図5に示す。ただし、実線と点線はそれぞれ図3と同じようにチョーク有と無の場合を表す。 $T=60^\circ\text{C}$ のとき、従来のアンテナに対する提案のアンテナの軸方向加温は40%ほど抑えられことがわかる。

### 3. むすび

先に提案したマイクロ波同軸スロットアンテナを用いて、乳癌の加温特性を数値解析した。その結果、軸方向の加温が従来のアンテナのそれよりも著しく抑制され、本アンテナは乳癌治療に優れていることを明らかにした。

今後は、解剖学的乳房モデルによる解析とファントム実験を行う予定である。

#### 【文献】

- [1] C. Brace: IEEE Pulse, pp.28-38, Sept./Oct. 2011.
- [2] K. Saito *et al.*: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.8, pp. 3443-3449, Aug. 2006.
- [3] 若木 他: 信学ソ大(エレクトロニクス), C-2-95, Sept. 2013.
- [4] 若木 他: 信学総大(通信), B-1-168, Mar. 2014.
- [5] 若木 他: 電学東北支部連大, 1E01, Aug. 2014.
- [6] S. van Esser *et al.*: World J. Surg., vol.31, pp.2284-2292, 2007.
- [7] R. Shama *et al.*: Surg. Oncol. Clin. N. Am., vol.20, pp.317-339, Apr. 2011.
- [8] 若木 他: 信学ソ大(エレクトロニクス), B-1-89, Sept. 2014.
- [9] 若木 他: 信学総大(通信), B-1-127, Mar. 2015.

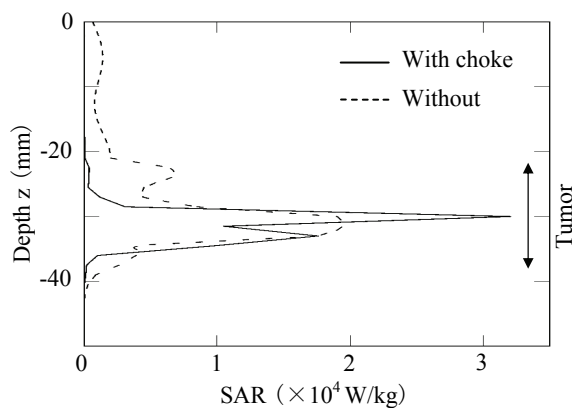


図3 乳房内のSAR特性 ( $W=2\text{mm}$ ,  $x=2\text{mm}$ );  $f=2.45\text{GHz}$ ,  $P=20\text{W}$

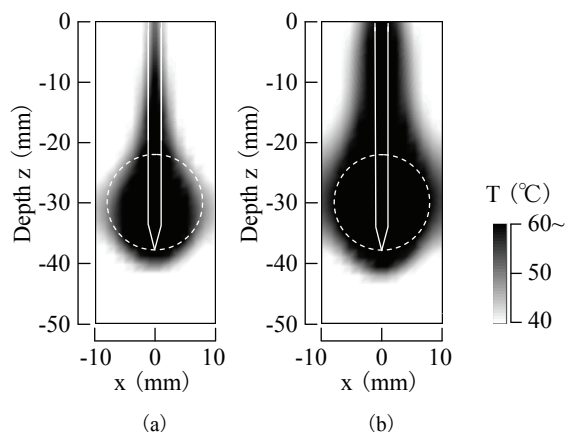


図4 乳房内の加温分布 ( $W=2\text{mm}$ ,  $t=120\text{s}$ ,  $\odot$ :癌部); チョーク: (a)有, (b)無,  $f=2.45\text{GHz}$ ,  $P=20\text{W}$

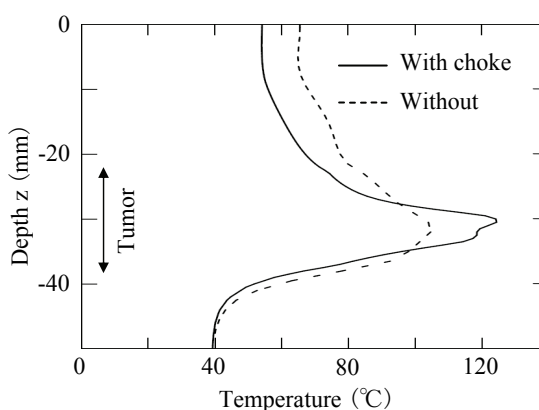


図5 乳房内の加温特性 ( $W=2\text{mm}$ ,  $t=120\text{s}$ ,  $x=2\text{mm}$ );  $f=2.45\text{GHz}$ ,  $P=20\text{W}$

- [10] 若木 他: 電学東北支部連大, 1D01, Aug. 2013.
- [11] M. Converse *et al.*: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.5, pp.2169-2180, May 2006.
- [12] K. Saito *et al.*: IEICE Trans. Electron., vol.E86-C, pp.2482-2487, Dec. 2003.