

新しい癌治療用マイクロ波同軸アンテナの放射効率の改善

○ 鎌野 秀三 道山 哲幸
(日大工・電気)

1. まえがき

マイクロ波を用いた癌治療法(加温: 約60°C, 時間: 数分)は, 手術の補助手段として, 有効である[1]. 特に外国では, 低侵襲の特長のみならず, 乳房温存の観点から, 乳癌に対するマイクロ波治療法の臨床研究とその治療報告が多い[2]-[4]. しかしアンテナの場合, 細長い加温分布のため, 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, 口腔部用として研究が行われてきた[5].

当研究室では, 新しいチョーク埋込み型マイクロ波同軸アンテナを開発し, その優れた球状加温特性を数値解析と模擬肝臓モデル(単一組織)および乳癌、乳房(二組織)モデル実験で明らかにしてきた[6]. アンテナの特性として, 優れたインピーダンス特性を合わせ持つことが望ましい.

本研究では, 乳癌を対象として提案の同軸アンテナのインピーダンス特性を数値解析し, そのアンテナの内導体径を変えることで放射効率の改善を試みる.

2. 本論

提案のチョーク埋込み型マイクロ波同軸アンテナの構造(中心断面(z-x))を, 図1に示す. ただし, (a)は全体, (b)はチョーク部(拡大)を表し, 針部はセラミック(比誘電率 $\epsilon_1=9.8$)-銅の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. 同軸の中心径を D , スロット幅を W , チョークの長さとして調整長を L と l で表す. 乳房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 $\sigma_4=1.84\text{S/m}$ とする. この熱定数については, 表1のアン

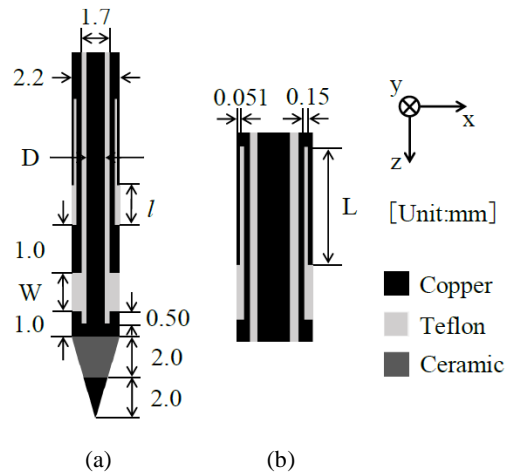


図1 提案のチョーク埋込み型マイクロ波同軸アンテナの構造(中心縦断面); (a)全体, (b)チョーク部

表1 アンテナ材料と乳房および癌部の熱定数

	ρ [kg/m ³]	c [J/kg·K]	κ [W/m·K]	A [W/m ³]
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

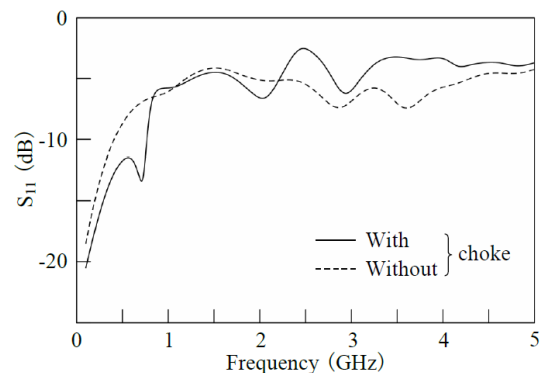


図2 乳房内アンテナの S_{11} の周波数特性 ($W=2\text{mm}$)

テナ材料と乳房および癌部の熱定数にまとめて示す[7]. 数値解析には, CST MW-Studio(電磁界; 有限積分法, 熱; 熱伝導方程式の差分法)を用いた. 乳房領域は直方体 ($x \times y \times z = 20\text{mm} \times 20\text{mm} \times 78\text{mm}$)である.

乳房内アンテナの S_{11} (S パラメータ)の周波数特性を, 図2に示す. 実線と点線はチョークの有無を表す. $f=2.45\text{GHz}$ において, チョーク有とチョーク無の各 S_{11} は -2.6 dB および -5.3 dB であり, それらの放射効率 η は, 26% および 46% であった. 球状加温を目標としたことにより, 放射効率が改善されていたことを示している.

図3は, 乳房内アンテナの S_{11} の周波数特性を示す. ただし, 実線と点線は中心軸径 $D=1.2\text{mm}$ と 0.51mm (従来)の場合を表し, $W=2\text{mm}$, $L=18\text{mm}$, $l=3\text{mm}$ である. S_{11} および放射効率 η は -6.7 dB および 28% であり, $D=1.2\text{mm}$ のときのほうが高い.

アンテナ($W=2\text{mm}$)を刺入した中心縦断面(z - x 面)における乳房内の加温分布を, 図4に示す. ただし, (a)と(b)はそれぞれ $D=1.2\text{mm}$ と 0.51mm (従来)の場合を表し, 癌部の直径: 16mm , 加温時間 $t=120\text{s}$, 入力電力 $P=20\text{W}$, 外気と乳房の温度 $T_a=24^\circ\text{C}$ と $T_b=37^\circ\text{C}$ である. $D=1.2\text{mm}$ のときの高加温は正常組織部にも及んでいる. これは癌細胞を残さない意味で有益である.

3. むすび

先に提案したマイクロ波同軸アンテナを用いて, 乳癌の加温特性および放射効率を数値解析した. 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.

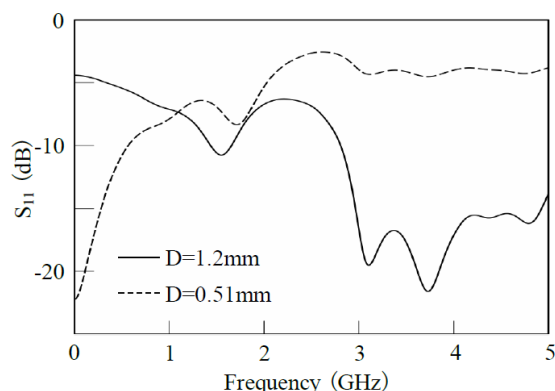


図3 乳房内アンテナの S_{11} の周波数特性 ($W=2\text{mm}$)

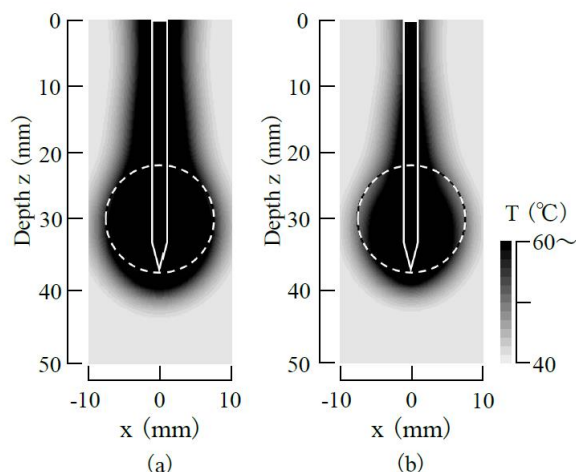


図4 加温分布 ($W=2\text{mm}$, $t=120\text{s}$, 点線円は癌部);

(a) $D=1.2\text{mm}$, (b) $D=0.51\text{mm}$, $f=2.45\text{GHz}$, $P=20\text{W}$

参考文献

- [1] K. Saito et al.: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.8, pp. 3443-3449, Aug. 2006.
- [2] C. Brace: IEEE Pulse, pp.28-38, Sept./Oct. 2011.
- [3] R. Shama et al.: Surg. Oncol. Clin. N. Am., vol.20, pp.317-339, Apr. 2011.
- [4] S. van Esser et al.: World J. Surg., vol.31, pp. 2284-2292, 2007.
- [5] K. Saito et al.: IEICE Trans. Electron., vol.E86-C, pp. 2482-2487, Dec. 2003.
- [6] T. Wakaki, et al.: IEICE Commns. Exp. Vol.6. no.7, pp.425-428, Jul.2017.
- [7] M. Converse et al.: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.5, pp. 2169-2180, May 2006.