

# 円筒同軸型電極によるマイクロ波ハイパーサーミア

○道山 哲幸      鎌野 秀三

(日大工・電気)

## 1. はじめに

現在のラジオ波(RF)ハイパーサーミア(周波数  $f = 8\text{MHz}$ , 加温時間  $t = 60\text{min}$ )は、化学療法や放射線療法と併用される非侵襲治療法の一つである[1]。一対の同径あるいは大小電極で人体を挟み、RFを照射して患部を直接加温する。しかしながら、深部加温のために電極が大型になり、意図しない場所で加温されることがあった。さらに目標温度に達するために大電力を必要とし、医療従事者への電磁界影響が懸念されるなど、問題も多く残されていた。

我々は本プロジェクトにおいて、治療範囲の制御を目的とした分散電極法を提案し、頭部を含む生体深部の局所選択的加温の実現を試みている[2]。これにより大径電極の深部加温を保持し、分散電極側を低減するなど、選択的加温の改善を実現してきた。またこれを頭部に応用する検証を行い、脳腫瘍の治療の可能性を示唆した。しかしながら、従来の周波数では脂肪過熱が十分に解決できていない。

抜本的な改善のため、我々はリング型電極を提案した[3]。これは人体を挟まず、中心電極の径に依存した治療を実現した。しかしながら非侵襲温度測定は十分に考慮されていない。

本研究では、円筒同軸型電極を提案し、加温分布を検証する。

## 2. 本論

図1に数値解析のモデルと寸法を示す。ただし、(a)zx面、(b)はxy面 ( $z = 0$ )である。筋肉モデル ( $260\text{mm} \times 260\text{mm} \times 130\text{mm}$ )、脂肪モデル ( $20\text{mm}$ )の上部に中心円筒同軸  $D_1$ を配置し、外部円筒同軸の内径を  $209.7\text{mm}$ で配置する。また電極と脂肪の間には、Bolus ( $300\text{mm} \times 300\text{mm} \times 50\text{mm}$ 、温度  $T_{\text{Bolus}} = 15^\circ\text{C}$ )を配置する。入力電力  $P_{\text{in}} = 500\text{W}$ 、 $f = 430\text{MHz}$ とし、数値解析には、有限積分法

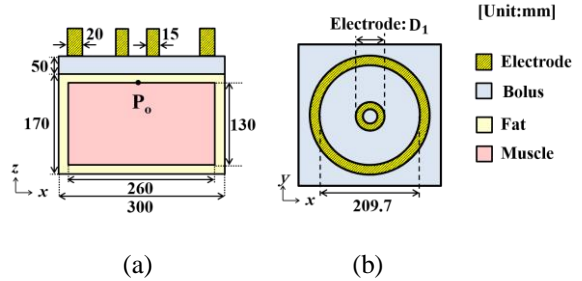


図1 Simulation model (a)xy-plane(center section), (b)zx-plane(top)

表1 Dielectric Property ( $f=430\text{MHz}$ ) [4]

model	Permittivity $\epsilon$	Conductivity $\sigma$ [S/m]	Density $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]
Fat	5.56	0.042	911
Muscle	56.9	0.804	1041
Bolus	83	0.004	1000

表2 Thermal Property[4]

組織	比熱 $C_p$ [kJ/°C·kg]	熱伝導率 $\kappa$ [W/m·°C]	血流係数 $b$ [W/m <sup>3</sup> ]	血流温度 $T_b$ [°C]
脂肪	2348	0.21	0.51	33
筋肉	3421	0.49	0.91	37
Bolus	15 °C(一定)			

(MW-Studio : Dassault Systems)を使用した。加温のための熱源である比吸収率  $SAR$  は、

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

で計算する。ただし、導電率  $\sigma$ 、密度  $\rho$ 、電流密度  $J$  である。さらに温度は生体の熱輸送方程式として、

$$\rho \cdot C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \kappa \cdot \nabla^2 T + \rho \cdot SAR - b(T - T_b) \quad (2)$$

で算出する。ただし、比熱  $C_p$ 、熱伝導率  $\kappa$ 、各組織の温度  $T$  である。なお、本モデルは生体の特徴を考慮して及び血流温度  $T_b$ 、血流係数  $b$  とする。

表1および表2はそれぞれ組織の電気特性およ

び熱特性を示す[4]。ただし、Bolus はインピーダンスマッチングと過熱抑制のため、水(15°C一定)を用いる。

図2にzx-planeの温度分布を示す。ただし、(a)は提案型( $f = 430\text{MHz}$ )、(b)は従来型( $f = 8\text{MHz}$ )である。それぞれ位置  $P_0$  の温度( $t = 60\text{min}$ )は、(a)で  $T = 77.0^\circ\text{C}$ 、(b)で  $T = 44.1^\circ\text{C}$  となった。提案型において、加温範囲は円筒同軸の外径程に広がっており、かつ筋肉モデルの中心まで加温されている。これに対し、従来型は中心電極の直径に依存しており、加温範囲も筋肉と脂肪の境界に集中している。

図3に  $P_{in}$  に対する加温特性を示す。ただし、中心の円筒同軸の直径を変えており、その他の解析条件は図2と同様である。その結果  $t = 60\text{min}$  の温度は提案型の  $P_{in}=100\text{W}$  のとき目標温度  $42.5^\circ\text{C}$  に達しており、従来型の  $500\text{W}$  と等しい。

図4に経時変化に対する加温特性を示す。ただし、解析条件は図2と同様である。提案型では5分ほどで  $P_0$  の温度が  $42.5^\circ\text{C}$  に達している。これに対し、従来型では12分後に目標に達しており、治療時間が短縮できる。

### 3. むすび

本研究では円筒同軸型電極を提案し、 $430\text{MHz}$  を用いた加温を検証した。その結果、従来型に比べ、加温範囲の拡大、深部加温の実現、入力電力の低減を示唆した。中心電極を同軸形状にしたことにより、最大加温位置の非侵襲温度測定が容易になることを示した。また、医療従事者に対する電磁波エネルギーの生体影響を低減することが可能になる。

今後は、精密人体モデルでの解析を検証し、実機の試作を計画する。さらに治療中の電磁界環境の評価を実験的に行う予定である。

#### 【文献】

- [1] 平岡 他: Hyperthermia manual, 医療科学社, 1999.
- [2] 道山 他: 信学総大(通信), B-4-16, Mar. 2015.
- [3] 道山 他: 平 29 東北連大, B-4-16, Aug. 2017.
- [4] IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues web site, <http://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissueproperties/overview/>

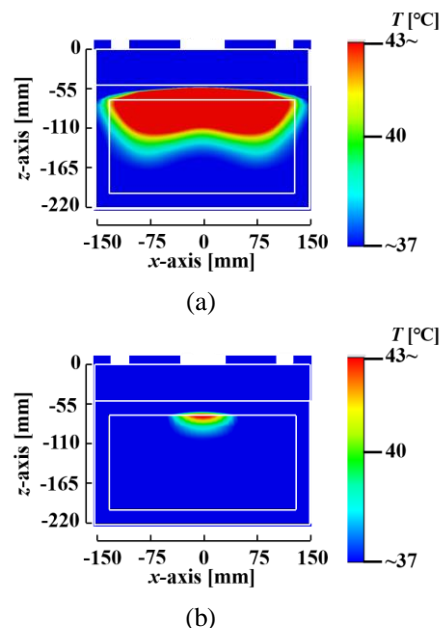


図2 Thermal distribution (zx-plane,  $y=0$ ) (a) proposed, (b) conventional ( $D_1 = 60\text{mm}$ ,  $P_{in} = 500\text{W}$ ,  $t = 60\text{min}$ )

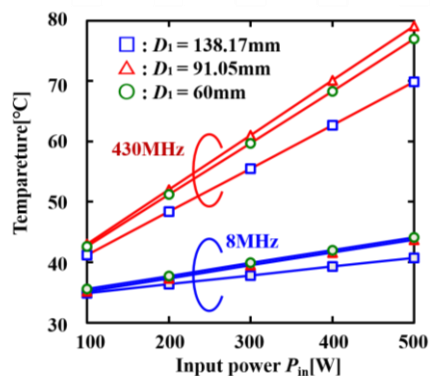


図3 Input power vs. temperature of  $P_0$  (a) proposed, (b) Conventional ( $D_1 = 60\text{mm}$ , ( $P_{in} = 500\text{W}$ ,  $t = 60\text{min}$ )

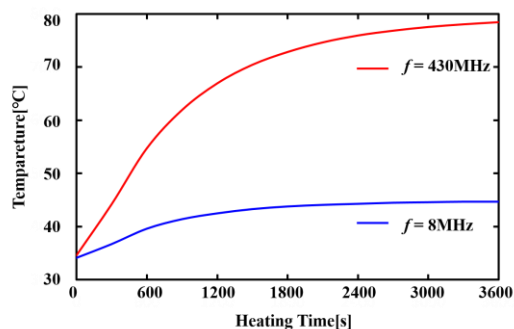


図4 Heating time vs. temperature of  $P_0$  ( $D_1 = 60\text{mm}$ ,  $P_{in} = 500\text{W}$ )

#### 【謝辞】

研究に協力頂いた株式会社庄内クリエイト工業の小田秀一氏、村上拓也氏に感謝する。