

リング装荷型電極を用いたハイパーサーミアの温度解析

○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(8MHz)によるハイパーサーミアは化学療法や放射線療法などと併用が可能であり、癌の進行度に関係なく頭部以外の部位で治療が可能である[1]. その手法は一对型の電極で人体ごと患部を挟み、人体を 42°C程度に加熱する. 加熱分布の制御として我々は先に、短径の電極を複数配置した分散電極法を提案している[2]. 大径電極の深部加熱を保持したまま、分散電極側の加熱の低減を数値解析で評価し、実用性を示唆した. しかし、脂肪の過熱抑制、浸透深度の向上、非侵襲温度測定法との併用など、多くの課題が解決されていない.

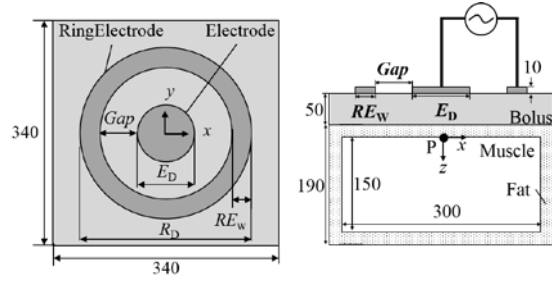
本研究ではこれらをすべて解決する可能性をもつ、リング装荷型電極を検証する.

2. 本 論

図 1 に、リング装荷型電極の概略図を示す. ただし、(a)は xy 面、(b)は zx 面 ($y = 0$) である. ファントム(筋肉(300mm×300mm×150mm)、脂肪(厚さ 20 mm 一定))の上部に中心電極(直径 E_D)を配置し、その周りにリング電極幅 RE_w 、を中心電極との間を間隔 Gap で配置する. また、電極と脂肪の間には、Bolus (340mm × 340 mm × 50mm、温度 $T_B = 20^\circ\text{C}$)を配置する. 数値解析には、有限積分法のソフトウェア(MW-Studio : CST)を用いる. 入力電力 $P_{in} = 1.0\text{kW}$ 、周波数 $f = 8\text{ MHz}$ とし、熱源となる比吸収率 SAR は、

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

で求める. ただし、導電率 σ [S/m]、密度 ρ [kg/m³]、電流密度 J [A/m²] である. 温度は生体の熱輸送方程式:



(a) (b)
図 1 リング装荷型電極の概略図
(a) xy 面 (b) zx 面

表 1 電気特性($f=8\text{MHz}$)

組織	比誘電率 ϵ_r	導電率 σ [S/m]	組織密度 ρ [kg/m ³]
脂肪	32.73	0.0508	911
筋肉	203.0	0.608	1090
Bolus	83	0.255	1000

表 2 熱特性[3]

組織	比熱 C_p [kJ/°C·kg]	熱伝導率 κ [W/m·°C]	血流 T_b [°C]	血流係数 b [W/m ³]
脂肪	2348	0.21	33	0.51
筋肉	3421	0.49	37	0.91
Bolus	PTC (20 °C)			

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

で求める. ただし、比熱 C_p [kJ/°C·kg]、熱伝導率 κ [W/m·°C]、試料温度 T °C、さらに人体の特徴を考慮して熱拡散率 b [W/m³·°C]、及び血流係数 T_b °Cを定める.

図 2 に、 zx 面($y = 0$)の温度分布を示す. ただし、 $E_D = 60\text{ mm}$ 、 $RE_w = 20\text{ mm}$ 、 $t = 60\text{ min}$ とし、(a)は $Gap = 39.1\text{ mm}$ 、(b)は $Gap = 74.9\text{ mm}$ である. (a)において、P 点の温度は 46.8°Cで 42.5°Cに達している. さらに(b)では 55.8°Cとなり、(a)よりも高い. ファントムの表面から 42.5°Cまでの深度を

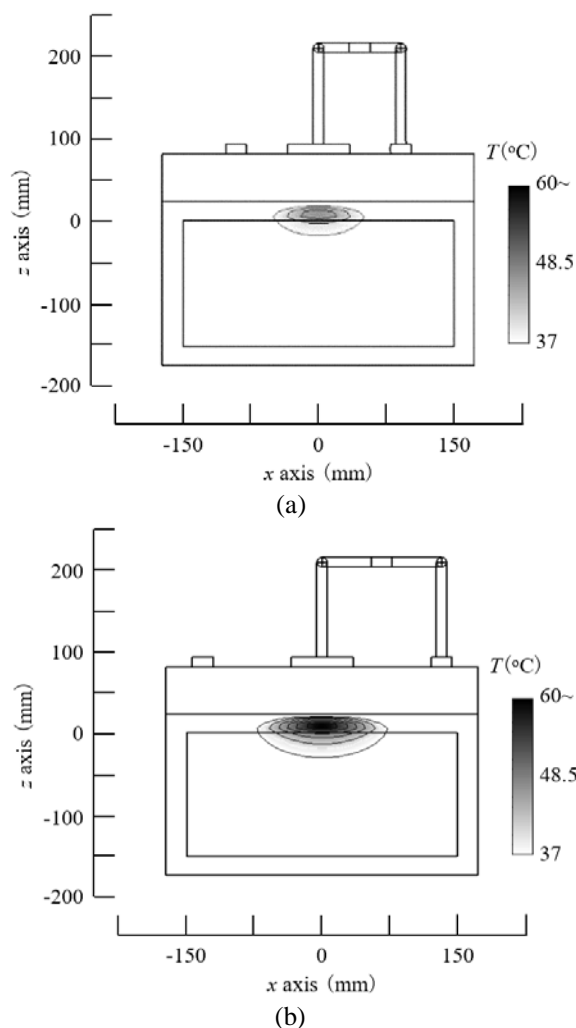


図2 温度分布 (zx 面、 $y=0$) ($E_D = 60$ mm、 $RE_w = 20$ mm、 $f = 8$ MHz、 $P_{in} = 1.0$ kW、 $t = 60$ min)
(a) Gap = 39.1 mm、(b) Gap = 74.9 mm

加熱深度と定義すると、(a)は 31 mm、(b)は 40 mm ほどであった。また、x 方向への加熱範囲を SAR が最大となる位置から半値となる距離と定義すると、(a)(b)で同じ範囲だった。中心電極の大きさが一定の場合、入力電力で x 方向への加熱範囲が調整できることを示唆している。よって、Gap で加熱範囲と加温量を調整できることがわかる。図 3 に、リング電極と中心電極の相関による温度特性を示す。中心電極とリング電極の面積比の関係は温度分布において反比例となっていることがわかる。図 4 に、P 点の温度上昇の経時変化を示す。ただし、解析条件は図 2 と同じである。Bolus の影響により開始 1~2 分ほど温度は上昇し

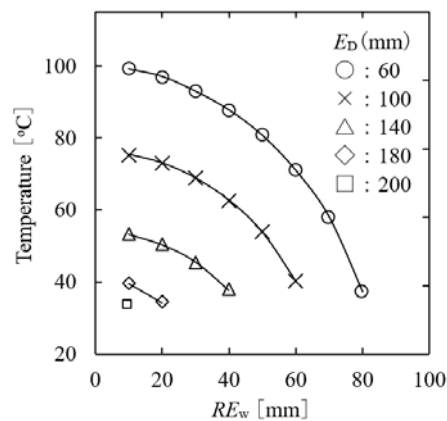


図3 リング電極と中心電極の相関による温度特性 ($R_D = 230$ mm、 $f = 8$ MHz、 $P_{in} = 1.0$ kW、 $t = 60$ min)

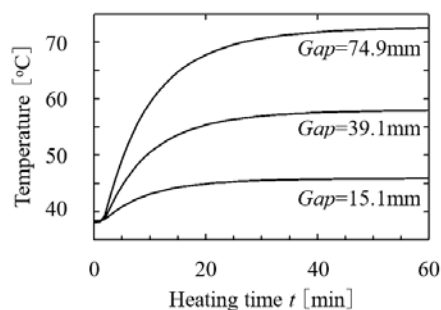


図4 P 点の温度上昇の経時変化 ($E_D = 60$ mm、 $f = 8$ MHz、 $P_{in} = 1.0$ kW $RE_w = 20$ mm)

ないが、10 分程度で目標温度に到達することがわかる。解析中は電気特性が変化しないため、必要電力、加温温度、温度上昇時間の関係を検証する必要がある。

3. むすび

本研究ではリング装荷型電極による加温分布を数値解析し、片側からの深部加温の実現を示唆した。組み合わせによって従来よりも入力電力を低減できることを示唆した。今後は電極サイズの最適化とマイクロ波による加温を検証する予定である。

【文献】

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