

# 分散型電極板を用いた頭部ハイパーサーミアの電磁界及び温度解析

道山哲幸, 鎌野秀三

日大工・電気電子

## 【緒論】

ラジオ波 (RF) を利用した非侵襲温熱治療 (ハイパーサーミア) は, 外科手術, 放射線, 抗癌剤を主とした治療の併用治療法として利用されている [1][2]. 発症する人体組織にかかわらず, 悪性腫瘍は 42.5°C 以上で死滅率が増加する. 現在では人体内部において, 比較的表面に近い癌の治療に用いられている. しかし, RF では骨に対して深達性が得られないため, 脳腫瘍の治療は報告されていない. 筆者らは正常細胞への過熱を抑制し, かつ深部まで加熱可能な分散型電極板 [3] の頭部応用を数値解析により検証している.

## 【本論】

図 1 に, 頭部モデルを示す. ただし, (a) は xz 平面, (b) は yz 平面である. 頂点に直径 40mm の電極板  $D_1$  を配置し, 対となる電極板  $D_2$  は直径 20mm で前後左右にそれぞれ分散して配置した. このとき, 4 枚の電極板  $D_2$  の総面積は, 電極板  $D_1$  と等しい. また, 電極板と頭部の間には, 隙間を充填し, かつ表面の火傷を低減するための

Bolus

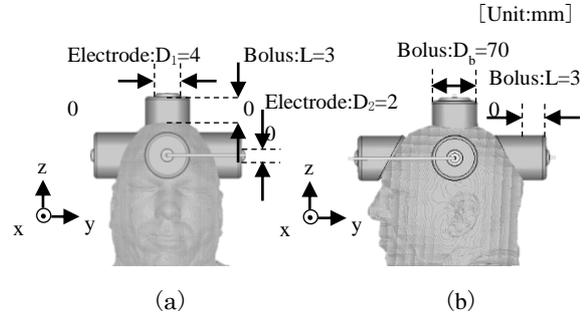


図 1 頭部モデル (a) xz 平面 (b) yz 平面

を設置した. なお, RF エネルギーは頭部組織に吸収され, 温度に変換される. その加温量は電力に依存する. そのため本研究では, 癌細胞を定義せずに温度分布を数値解析する. 有限積分法を計算手法とした MW-Studio を使用し, Specific Absorption Rate : SAR (W/kg) を発熱源として,

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

で計算する. ただし,  $\sigma$ :導電率,  $\rho$ :密度,  $J$ :電流密度である. また, 頭内部の温度上昇は,

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

表 1 各組織の電気特性 (f=8MHz) および熱特性 [4]

Tissue	$\epsilon$ (F/m)	$\sigma$ (S/m)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	Cp(kJ/°C·kg)	K(W/m·°C)	b(W/m <sup>3</sup> ·°C)	Tb(W/m <sup>3</sup> )
Blood	352.38	1.08	1000	3.8	0.51	1.0×10 <sup>6</sup>	0
Bone	42.55	0.041	1850	1.3	0.41	3400	610
Brain	532	0.34	1030	3.7	1.13	40000	7100
Eye	255.51	0.79	1010	3.9	0.624	0	0
Fat	15.24	0.028	900	2.5	0.201	1700	300
Skin	426.50	0.17	1100	3.5	0.293	9100	1620
Lens	218.61	0.51	1050	3.7	0.4	0	0
Muscle	202.99	0.61	1040	3.5	0.53	2700	480

で計算する。ただし、 $C_p$ ,  $K$ ,  $T$ ,  $b$ , および  $T_b$  は生体組織の比熱, 熱伝導率, 組織温度, 血流による熱伝達係数, および血流温度である。

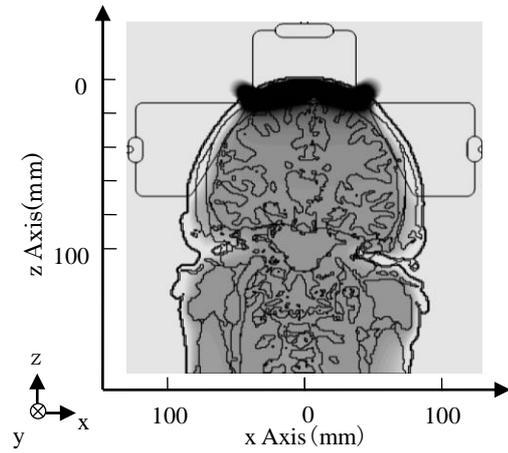
表 1 に, 数値解析に使用した各組織の電気特性および熱特性を示し, 得られた電磁界解析による温度分布を図 2 に示す。ただし, 周波数  $f=8\text{MHz}$ , 入力電力  $P=500\text{W}$ , 加熱時間  $t=3600\text{s}$  とし, (a) は  $xz$  平面, (b) は  $yz$  平面である。最大温度は頭部頂点 ( $Z=0\text{ mm}$ ) の位置で  $48^\circ\text{C}$  であり, 人体温度から  $12^\circ\text{C}$  上昇した。しかし, 頭部内組織で  $42^\circ\text{C}$  以上となる加温範囲は, 頂点から  $4\text{mm}$  ほどであった。頭蓋骨の影響から, 深達性を向上した分散電極板でも RF エネルギーは深達していないと推定する。範囲は Bolus の大きさに依存していることがわかった。一対の電極板で加温していた従来法 [2] では, 各電極板の周囲で発熱していた。これに対し, 分散電極板では, 電極板  $D_2$  の周囲には温度上昇がなく, 頭部頂点に設置した大型電極板による加熱ができることがわかる。

図 3 に, 図 2 の温度解析の経時変化を示す。 $Z=0\text{ mm}$  では, 加熱開始後 10 分から温度上昇率が減少し, 一定の値となっている。これは上昇する温度に対し Bolus による冷却効果によって平衡状態になったためである。つまり, 入力電力  $P$  と Bolus の冷却水温度や, Bolus の大きさによって温度上昇を調整できることを示している。

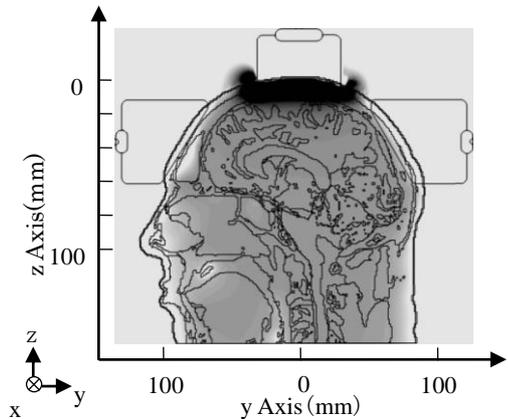
【むすび】

本研究では, 分散型電極板を用いた頭部ハイパーサーミアの温度変化を検討した。その結果, 頂点から  $4\text{ mm}$  までの脳腫瘍の治療ならば従来の加熱法よりも長時間加熱が期待できるが, 治療に関して現実的ではないことを明らかにした。

今後は, 電極板の大きさおよび配置の最適化だけでなく, 頭部加熱に適した周波数を検証するとともに, 頭蓋骨の一部に穴をあけた状態を検証する。



(a)



(b)

図 2 温度分布 (3600s) ( $f=8\text{MHz}$ ,  $P=500\text{W}$ )

(a)  $xz$  平面 (b)  $yz$  平面

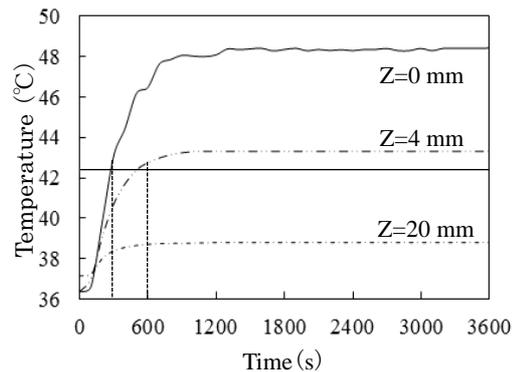


図 3 温度解析の経時変化 ( $f=8\text{MHz}$ ,  $P=500\text{W}$ )

【文献】

[1] 平岡 他.:Hyperthermia manual, 医療科学社, pp.145-237, 1999.  
 [2] T.Michiyama, et al.: IEICE Trans. Commun., Vol.E92-B, pp.440-444, Feb. 2009.  
 [3] 道山 他.:第 30 回ハイパーサーミア学会大会要旨, p.22, Aug. 2013.  
 [4] C.Gabriel et al.:Phys. Med. Biol. 41, pp.2251-2269, Nov.1996.