

無線電力伝送を用いた体内深部局所ハイパーサーミア

-NaCl 水溶液を用いた加温分布の測定-

Thermometry of heating distribution by a local hyperthermia for deep organ with wireless energy transmission

- Measurement of the heating distribution with NaCl solution -

○ 加藤結大 (東京理科大学大学院) 柴 建次 (東京理科大学)

Yudai KATO, Tokyo University of Science

Kenji SHIBA, Tokyo University of Science

Abstract: Hyperthermia therapy is one of the most important methods for cancer treatment. However, treatment of a deep and local cancer is very difficult. We propose a hyperthermia method for treating a deep and local cancer, wherein hyperthermia is induced by capacitive heating by the direct attachment of two implantable electrodes to the target organ. Moreover, as a method of wireless energy transmission, electric energy supply is established with via waist ring-type coil for energy transmission and a flexible ribbon-type coil for energy reception. First, a homogeneous human body model made of NaCl solution was developed, and simultaneous experiments of wireless energy transmission and localized heating were carried out. The temperature rise between the two electrodes was 6 °C when the transmitting frequency was 1 MHz.

Key Words: Hyperthermia, Energy transmission, Deep cancer, Capacitive heating, NaCl

1. 緒言

癌の主な治療法として放射線治療法, 化学療法, 手術治療法が挙げられる. 近年, これらに加えてハイパーサーミア (温熱治療) による治療法が注目を集めている. ハイパーサーミアは, 癌細胞と正常細胞の温度感受性の差を利用して癌細胞を熱により死滅させる治療法である. 癌細胞は 43 °C で死滅するので体温を 37 °C と想定したときには約 6 °C の上昇が必要となる.

ハイパーサーミアを用いての治療法は数多く研究されており, 従来では誘導加温法⁽¹⁾, 腔内加温法⁽²⁾, 磁性流体加温法⁽³⁾, 誘電加温法⁽⁴⁾がある. しかしこれらの方法では, 体内深部まで局所的に加温することが困難である. そこで本研究では治療対象の臓器のみに直接電極を装着し加温する誘電加温によるハイパーサーミアを提案している. この方法により治療対象臓器のみ加温することが可能になり, かつ他の臓器が加温されることなく効率的な加温が可能となる.

また体内へのエネルギー供給に関しては経皮エネルギー伝送⁽⁵⁾を用いる. 本研究ではウエストリング型⁽⁶⁾の送電用コイルとリング状のフレキシブルな受電用コイルを用いた無線エネルギー伝送を使用している. このシステムは受電用コイルを直接電極に接続し, 体内へ埋め込み, 体外の送電用コイルから経皮的にエネルギーを伝送するシステムを用いている. また体内側の受電用コイルはフレキシブルな特徴を持つことにより臓器を避けて配置することが可能であるので臓器を傷つける恐れがなく, かつ体外から体内に電力を供給する際, 皮膚を貫通するケーブルによる感染症がない.

本稿では上記した方法により作製したファントムの深部が局所的に加温される温度測定を行った.

2. 方法

2-1 システム概要

本研究の体内深部局所ハイパーサーミアの概略図を Fig. 1 に, 等価回路を Fig. 2 に示す. 容量の小さいアンプでより大きい電力を送電するために, 送電用コイル (以降 1 次コイルと呼ぶ) と可変コンデンサの直列共振をとっている. また Fig. 3 に試作した実験装置を示す. 模擬生体として直径 250 mm, 高さ 300 mm の円柱型のアクリルケースに筋組織と同等の導電率 (0.5 S/m)⁽⁷⁾ の NaCl 水溶液を入れ, 模擬生体の外側にウエストリング側の直径 290 mm, 巻き数 24 回巻き, 高さ 45 mm の送電用コイルを配置する. 円柱型のアクリルケースの中には, フレキシブルリング型の受電用コイル (直径 160 mm, 高さ 2-5 mm, 巻き数 2.4 回, 以降 2 次コイルと呼ぶ) を置く. 模擬生体の中央に加温対象臓器 (本研究では深部臓器の膵臓が対象, 寸法: 30 mm × 40 mm × 50 mm) があるものと仮定し, これを直方体アクリル容器 (アクリルの厚さ 1 mm) で模擬する. 直方体アクリル容器の 1 つの対面に, ステンレス電極 (30 mm × 50 mm, 厚さ 0.5 mm) を固定し, 2 枚のステンレス電極と 2 次コイルを直接接続する. アクリル容器の内部 = 加温対象臓器となるため, アクリル容器を含まない方が実際に近いモデルとなる. 後述する実験 2-3 では, 粘性のあるアルギン酸ナトリウムを用いることで, 直方体アクリル容器を用いないモデルも試作し, 実験を行った.

2-2 NaCl 水溶液を用いた実験

実験方法について説明する. NaCl 水溶液での加温実験は粘性が低いため, 対流による温度拡散を考慮し, 電極の上部以上には入れずに行った. 体外側の 1 次コイルに接続した高周波電源から入力電流 0.5-0.8 A (入力電力: 15-25 W) を流し, 直方体アクリル容器内の電極間の温度上昇の測定を行う. 高周波電源にはファンクションジェネレータ (岩崎通信機, SG4105), 高速絶縁アンプ (NF CORPORATION,

HSA4025) を用い、1 次コイルと高周波電源の間に可変コンデンサを用いた。ここでは、巻き数を 2, 4 回とした 2 種類の 2 次コイルを試作し、(Type A, Type B) それぞれにおいて、高周波電源からの入力電力を 15, 25 W にした場合の温度分布の測定を行った。Type A 及び Type B の寸法と、入力電流、入力電力を Table 1 にまとめる。測定点は Fig. 4, 5 に示すように送電側の 1 次コイル (A 点)、受電側の 2 次コイル (B 点)、2 枚の電極と電極の間の中央の点 (C 点)、電極から 1 mm 離れた電極付近の点 (D 点)、室温の 5 点とし、温度測定には熱電対データロガー (SATO SHOJI, 47SD, 熱電対:Type J を使用) を用いて実測を行う。温度測定の実験の様子を Fig. 3, 温度測定時の熱電対の配置図を Fig. 4 に示す。また、熱画像計測装置 (Apiste, FSV-1200) を用いて 10 秒毎にサーモグラフを撮影する。

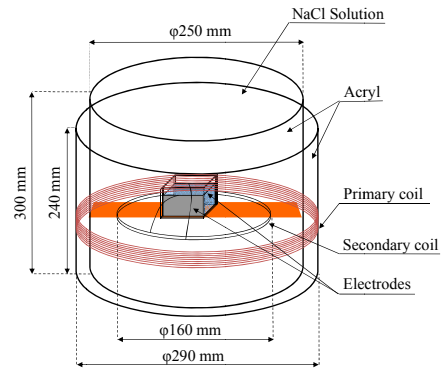


Fig. 3 Experimental model for evaluation of capacities of energy trans-mission and localized heating

2-3 アルギン酸ナトリウムファントムを使った基礎実験

基礎実験として 2-2 の実験の NaCl 水溶液に代えてアルギン酸ナトリウムファントム (濃度 3 w/v %) を用いた温度上昇実験を行った。アルギン酸ナトリウムファントムを用いた理由は、NaCl 水溶液では極めて粘性が低い対流により温度拡散が起きてしまう (そのためアクリル容器内に閉じ込めている) がアルギン酸ナトリウムファントムは粘性が高く温度拡散が小さいためアクリル容器が不要で、より正確な温度上昇測定が可能となるからである。

実験方法としては 2-2 と同様に行い、相違点としてはファントムを電極上部にも挿入し、電極のみを加温対象部分に配置しファントムを加温し、2 次コイルは Type B を使用し、高周波電源からの入力電力を 30 W とした。実験の様子を Fig. 6 に示す。(写真では、電極が見えるように、アルギン酸ナトリウムを一部取り除いている)

Table 1 Size of secondary coil and output power

	Type A	Type B
Turns of Primary coil [turn]	24	24
High of Primary coil [mm]	45	45
Diameter of Primary coil [mm]	290	290
Turns of Secondary coil [turn]	4	2
High of Secondary coil [mm]	5	3
Diameter of Secondary coil [mm]	160	160
Input current [A]	0.5	0.8
Input power [W]	15	25

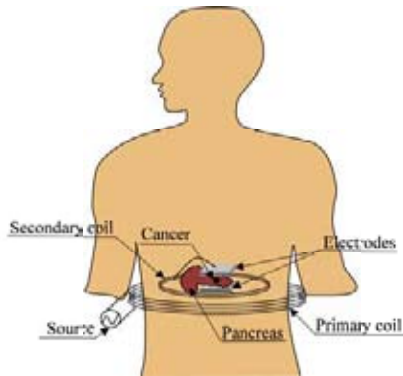


Fig. 1 Design of proposed method

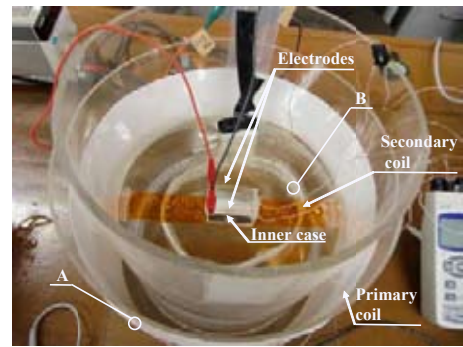


Fig. 4 Experimental set up (NaCl solution)

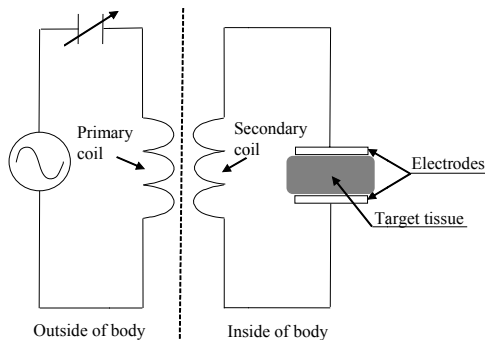


Fig. 2 Equivalent circuit of the our proposed system

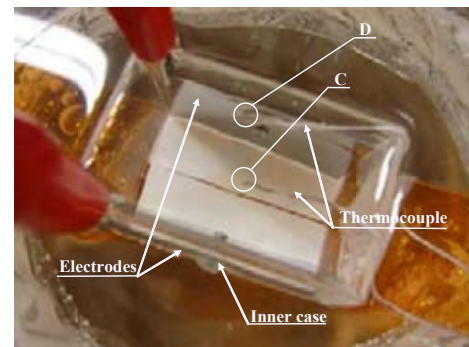


Fig. 5 Placement of thermocouple between a pair of the electrodes

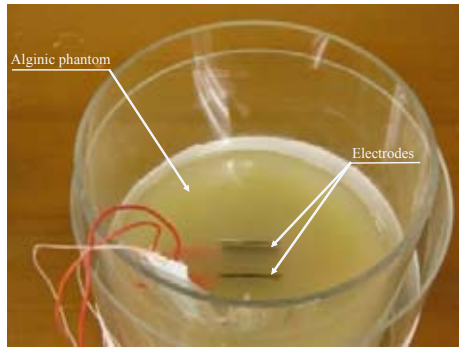


Fig. 6 Experimental set up (Alginic phantom)

3. 結果

Type A, Type B の温度上昇測定の結果をそれぞれ Fig. 5, 6 に示す。食塩水の温度が上昇（定常状態）は、Type A では 2 枚の電極と電極の間の中央の点（C 点）で 6.8 °C、電極から 1 mm 離れた電極付近の点（D 点）で 6.7 °C となった。Type B では C 点で 6.5 °C、D 点で 6.8 °C となった。これらの結果により、加温対象臓器に相当するアクリルケース内において、温度上昇が 6 °C 以上を得ることができた。また、電極付近の温度上昇が過度な温度上昇ではなく、C 点とほぼ同じ温度上昇となっていたことから、電極自身の温度上昇の影響はないと考えられる。さらに、1 次コイル、2 次コイル自身の温度上昇についても考察する。温度上昇は Type A,B ともに 1–2 °C であった。この結果から 2 次コイルによる体内への影響は小さいと言える。また温度分布の全体像として撮影したサーモグラフを Fig. 8 に示す。これにより中央の電極間のみが加温されているのがわかる。

次に基礎実験として行ったアルギン酸ナトリウムファントムの基礎実験について述べる。導電率が筋組織と同等になる濃度（3 w/v %、比誘電率 136、導電率 5.7 S/m）であるアルギン酸ナトリウムファントムを用いて温度上昇の測定を行った結果を Fig. 10 に示す。2 枚の電極と電極の間の中央の点（C 点）で 6.1 °C の温度上昇が得られ電極から 1 mm 離れた電極付近の点（D 点）で 5.4 °C の温度上昇が得られた。こちらも対象臓器の加温が実証された。また温度分布の全体像として撮影したサーモグラフを Fig. 11 に示す。これにより電極間のみが加温されているのがわかり他臓器への影響がないと考えられる。このアルギン酸ナトリウムファントムでの加温は NaCl 水溶液のときとは異なり、上半分にもファントムがあるため必要となる電力は大きくなったが、粘性のある条件下での深部加温であるのでより実際に近いモデルでの加温が可能であることがわかる。

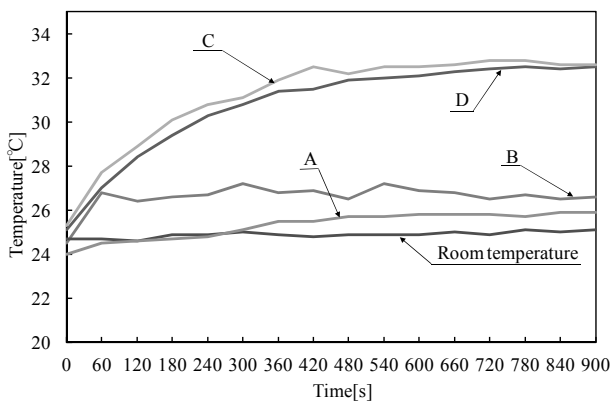


Fig. 7 Measurement result of temperature rise at 15 W (Type A, NaCl solution)

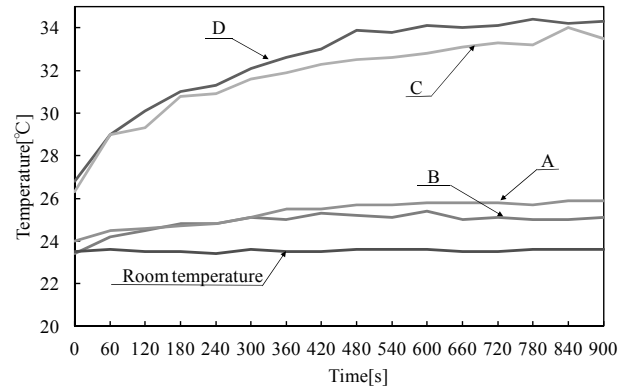


Fig. 8 Measurement result of temperature rise at 25 W (Type B, NaCl solution)

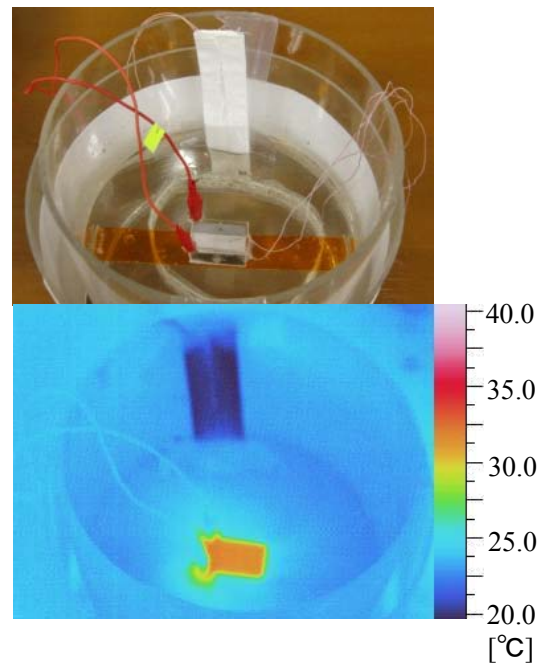


Fig. 9 Measurement result of thermography of Type A (NaCl solution)

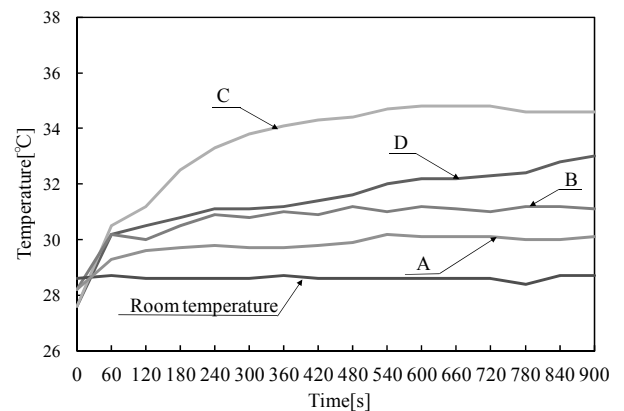


Fig. 10 Measurement result of temperature rise at 30 W (Type B, Alginic phantom)

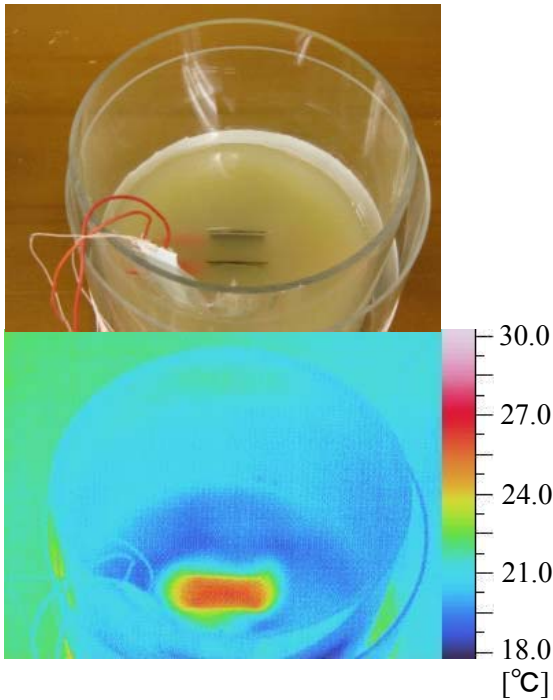


Fig. 11 Measurement result of thermography of Type B (Alginic phantom)

4. 結語

本研究では、無線エネルギー伝送システムを用いて体内へのエネルギー供給を確立し、治療対象臓器に直接電極を貼り付けることにより深部、局所ハイパーサーミアの検討を行った。Type A で電極間の食塩水の温度上昇 6.8 °C、Type B で電極間の食塩水の温度上昇 6.5 °C を得ることができ、癌細胞を死滅させることができる温度上昇 (6 °C) が確認できた。

2 次コイルは体内に埋め込むことを考慮すると軽薄であることが望まれている。今後、2 次コイルの防水パッケージ方法も検討し、実用化を目指した研究を行っていく予定である。

5. 謝辞

本実験にあたり、サーモグラフ撮影のため熱画像計測装置を東京理科大学基礎工学研究材料工学科の安盛敦雄教授から拝借させていただきました。ここに感謝いたします。

本研究の一部は、文部科学省研究費、若手研究 B (課題番号 23760269) によって行われました。

6. 参考文献

- (1) K.Furiya, H.Muratsu, T.Sato, T.Takura, F.Sato and H.Matsuki, Multi-directional excitation system and clinical coil model for soft-heating hyperthermia, Thermal Medicine, vol. 27, no.2, pp. 41-49, 2011.
- (2) Pisa.S, Cavagnaro.M,Bernardi.P, Lin.J.C, A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment; Physical design, Computer modeling and experimental measurement, Biomedical Engineering IEEE Trans, vol.48, pp. 599-601, 2001.
- (3) C.J.Trujillo, Sonia Garcia-Jimeno, A.Vera and L.Leija, Magneto hyperthermia applied to in vitro liver tissue by using an external RF applicator, Health care exchange

(PAHCE), IEEE Conf., pp. 107-111, 2011.

- (4) Y.Kotsuka, E.Hankui, M.Hashimoto, M.Miura, Development of double-electrode applicator for localized thermal therapy, IEEE Trans. on MTT, vol.48, no.4, pp. 113-129, 2000.
- (5) Kenji Shiba, Naoya Higaki, Analysis of SAR and Current Density in Human Tissue Surrounding an Energy Transmitting Coil for a Wireless Capsule Endoscope, Proceedings of the 20th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility (EMC Zurich), pp. 321-324, 2009.
- (6) Kenji Shiba, Shoutarou Ochiai, Wireless energy transmission for ventricular assist device by using ribbon-type coil, The 20th Ibaraki District Conference, pp.231-232, 2012.
- (7) An Internet resource for the calculation of the dielectric Properties of the Body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz, [Online]: Institute for Applied Physics, Available: <http://niremif.ifac.cnr.it/tissprop/>.