

原 著

腹腔鏡技術を利用した鎖電極による内部加温法の基礎検討

齊 藤 義 明¹⁾ 市 田 隆 文²⁾ 堀 潤 一¹⁾¹⁾新潟大学工学部情報工学科²⁾新潟大学医学部内科学第三講座

要 旨：本研究では、腹腔鏡を使用した手術を想定し、変形可能な電極を内部 RF 加温のアブリケータとした腹部臓器の癌温熱治療を実現するための基礎的加温特性を調べることを目的とする。加温電極として変形自由度が大きい金属製の鎖状のものをを用い、折り返して設置した場合、螺旋状に設置した場合、放射状に設置した場合、および重ね合わせて設置した場合の加温特性を調べた。生体と電気的特性が等価なファントムを対象として加温を行った結果、不関電極に平行になるように重ね合わせて設置することにより、電極の直径の範囲で集中的な加温を実現することができた。

キーワード：腹腔鏡、内部加温法、鎖電極、加温特性、集中加温

1. は じ め に

癌温熱療法には、体外から高周波やマイクロ波を照射する外部加温方式と、体内に電極を挿入し加温する内部加温方式がある。外部加温方式の場合、侵襲がないため患者に与える負担は少なく体表面近傍の癌組織に対しては効果を発揮しているが、静電加温法の場合、生体深部の組織に対する加温は不十分であり、電極端部近傍にホットスポットができやすく、更に脂肪層が過熱されやすいなどの問題があった^{1)~5)}。一方、内部加温方式として、直腸や食道などの腔内に電極を挿入し加温する方法^{3)~7)}、体表面から針電極を組織内に刺入し加温する方法^{3)~5), 8)~11)}などが提案されているが、限られた部位しか加温できず、加温範囲が狭いなどの問題があり、深部を選択的に加温することは

困難であった。

近年、腹腔鏡技術が普及し、生体内部組織の観察や、疾病の診断から、切除、焼灼などの治療にいたるまで、体表面に直径1 cm程度の小さな穴を開けるだけで実現できるようになった。この方法では、開腹手術を必要としないため、患者に与える負担が少ない。この腹腔鏡技術を利用した温熱療法として、マイクロ波を用いた方法が提案されており、効果をあげている¹²⁾。しかし、この方法では、針電極を癌組織に刺入し、針の先端からマイクロ波を照射しているため、加温範囲が限定され、また肝臓では針を引き抜く際の出血に伴う合併が指摘されている。

本研究では、腹腔鏡を使用した手術を想定して、肝臓を穿刺しない RF 加温方式による癌温熱治療を行うための工学的基礎検討を試みることにする。具体的には、Fig. 1 に示すような鎖などの変形可能な金属製の電極を小さな穴を通して挿入し、癌

1996年7月17日受付 1996年10月3日採用

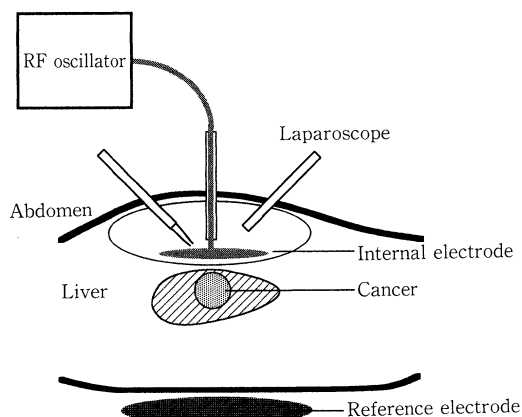
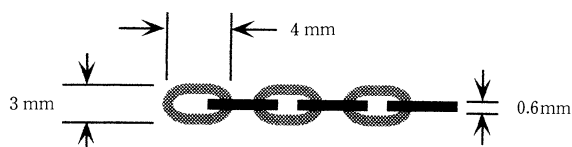


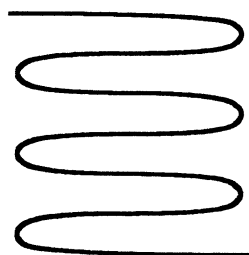
Fig. 1 Internal hyperthermia using laparoscopy.

組織表面に相当する部分に電極を接触させ、この電極を RF 加温のアプリケータとし、不関電極を加温対象の下部に設置することにより、肝臓などの腹部臓器の癌温熱治療を実現することを想定する。このとき、二つの電極によって加温対象をはさみ込む形となるため、外部加温方式と同様な作用が働くと考えられる。しかし、患者に大きな負担を与えずに体内の適切な位置に加温電極を設置することができるため、癌組織を含む一定の領域を選択的に加温することができる。

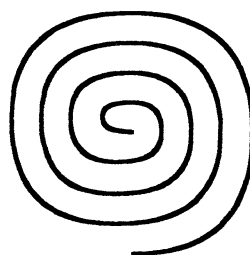
本論文では、生体と電気的特性が等価な均質ファントムを加温対象として、鎖状の電極をアプリケータとしたハイパーサーミアの加温特性を実験



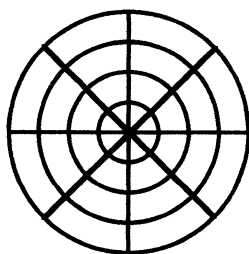
(a) Dimension.



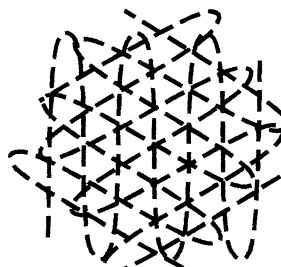
Zigzag



Spiral



Radial



Layered

(b) Shape.

Fig. 2 Chain electrodes.

的に求めた。実験では、最初に網状の電極を用いて、内部加温方式の諸特性を確認した。次に、鎖状の電極を、折り返して設置した場合、螺旋状に設置した場合、放射状に設置した場合、および重ね合わせて設置した場合の加温特性を求め、鎖電極による内部加温の可能性について検討した。

2. 実 験 方 法

2.1 加温電極

本研究では、直径1cm程度の小さな穴から挿入できる柔軟な加温電極という特性を考慮して、**Fig. 2(a)**に示す鎖状の電極を用いた。鎖電極は、要素の線の直径が0.6mm、最大幅が3.0mm、鎖の一単位の高さが4.0mmの鉄製で、自由に形状を変化させることができる。この鎖電極を**Fig. 2(b)**に示すように折り返し状、螺旋状、放射状、重ね合わせ状の4種類の形状で、ファントム内部で水平に位置するように設置し、加温実験を行った。

2.2 加温システム全体の構成

加温システム全体の構成を**Fig. 3**に示す。加温システムは発振器、増幅器、インピーダンス整合

器、バラン (コイル)、不関電極、および挿入電極から構成されている。発振器により発生された高周波電力は、増幅器で増幅された後、電極とのインピーダンスの整合をとり、バランを介して非平衡-平衡の変換を行い、加温電極に伝達される。腹腔鏡手術を想定した場合、電極上部にも体液、皮下脂肪、皮膚などの生体組織が存在し、高周波電流が電極の両面から放射される可能性があり、外部加温とは条件が異なる。また、それらの生体組織は加温されない方が望ましい。そこで、内部加温と条件が同じくなるように、加温対象のファントム内部に加温電極を設置し、挿入位置、形状、構造などの条件を変えて加温実験を行った。加温終了後2分以内に測定面で切断し、加温対象の縦断面および横断面の温度分布をサーモグラフ (FUJITSU INFRAEYE 160) で測定した。不関電極は、直径21cmの円型銅板とし、加温対象の下に設置した。励振周波数は13.56MHzとし、加温時間は30分とした。挿入電極の種類によりエネルギー変換効率が異なるため、出力電力は50Wから70Wで可変とした。

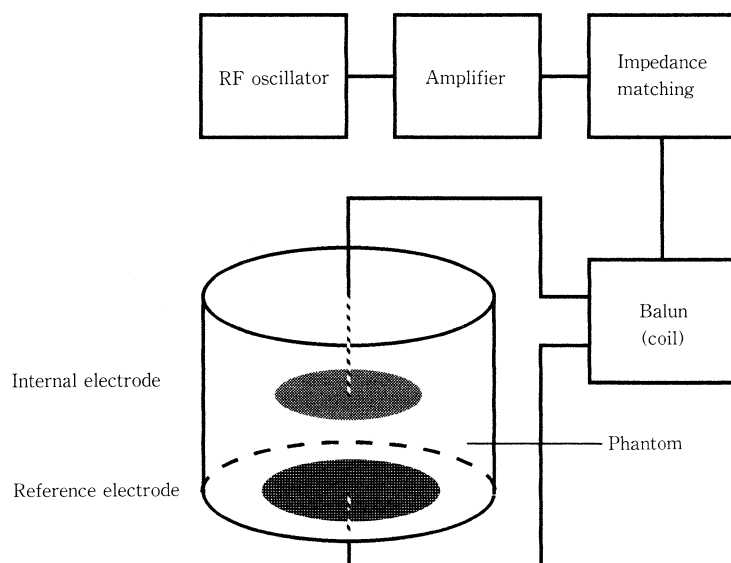


Fig. 3 RF heating system.

加温対象として、電気的特性が生体と等価な均質媒質のファントムを使用した。このファントムの構成材料は、TX150:8.4%, ポリエチレン:15.4%, NaCl:1.0%, 水:75.1%であり、その電気定数は、室温で周波数が13MHzのとき、比誘電率 $\epsilon_r=43.32$, 導電率 $\sigma=0.50$ [S/m]である。ファントムは、直径18cmから20.5cm, 厚さ9cmの円柱状とした。ファントムは、大型冷蔵庫に6時間以上保管することによって、温度が内部まで約5℃で均一になることを確認した。

2.3 網電極による予備実験

鎖電極を加温電極とした加温実験を行う前に、電気抵抗が少なく安定した網電極を用いて内部加温方式の諸特性を調べた。網電極は、直径50mmから150mmの円形で形状で、網目の針金の直径が0.2mm, 網目幅が1.5mmの銅製のものおよび鉄製のものを用いた。更にはカーボンシートについても調べた。

実験では、加温電極の直径と加温領域との関係を調べた。また、電極の材質が異なる場合、電極の形状が非円形の場合、および平面でない場合について、実験を行った。

2.4 鎖電極による加温実験

加温対象の大きさや位置によっては、腹腔鏡手術下において網電極を適切な位置に挿入あるいは設置することが困難な場合もある。一方、鎖電極の場合、形状の変形自由度が大きいため、比較的容易に電極を挿入し設置することができると考えられる。そこで、鎖電極を用いた癌組織の加温の可否を検討するため、鎖の配置法について検討した。実験では、鎖電極を、a) 折り返し状、b) 螺旋状、c) 放射状、d) 重ね合わせ状の4通りについて、不関電極面に平行になるようにファントム中に配置した。

3. 実 験 結 果

3.1 網電極による予備実験

直径が5cm, 7cm, 10cm, 15cmの網電極を用い、

加温電極と不関電極の距離を3cm, 5cm, 7cmと変化させて加温実験を行った。いずれの実験の場合も、横断面は加温電極の直径とほぼ一致した電極に挟まれた範囲が加温された。また、電極間距離が近いほど、温度が上昇した。

電極形状が非円形の場合、横断面の温度分布は、鉄や銅の材質を用いた電極では、電極形状とほぼ同じ加温パターンとなった。しかし、カーボンを用いたシート状電極では、角のない丸みを帯びた加温パターンとなる傾向にあった。

加温電極を不関電極とは非平行状態として加温を行った場合、不関電極との距離の近い部分のみが高温となった。この場合、加温電極が不関電極と平行となるように生理食塩水を含ませたガーゼを加温電極の下に挟むことによって、電極下全体を有効に加温することができた。

3.2 鎖電極による加温実験

2.4節に示した4通りの鎖電極の配置について、加温特性を求めた。加温電極はいずれの場合もファントム中に設置した。

a) 折り返し状電極

Fig. 4に、Fig. 2(a)に示した長さ約80cmの鎖電極を不関電極から4cmの位置に、平面状に設置した場合の鎖電極直下の加温特性を示す。給電部はFig. 4の左側とする。鎖を折り返し状に設置した電極では、給電部から約8cmまでの部分は10℃以上加温されたが、それ以上の先端部分は加温されなかった。

b) 螺旋状電極

Fig. 5に、Fig. 2(b)に示した長さ約80cmの鎖電極を不関電極から3.5cmの位置に、螺旋状に設置した場合の横断面の加温特性を示す。給電部は螺旋の中心部とする。鎖を中心から螺旋状に延ばした電極でも、折り返し状電極と同様、給電部から長さ約8cmまでの部分は10℃以上加温されたが、それ以上の先端部分では加温されなかった。

c) 放射状電極

Fig. 6に、鎖電極を不関電極から3.5cmの位置

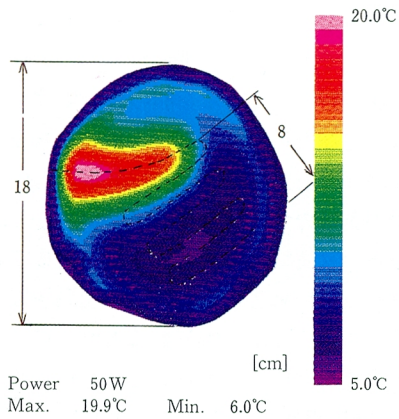


Fig. 4 Heating characteristics using a chain electrode in zigzag shape. The length of electrode is 80cm. The distance between electrodes is 4cm.

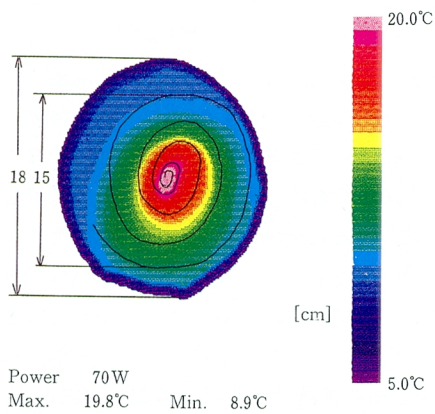


Fig. 5 Heating characteristics using a spiral chain electrode. The length of electrode is 80cm. The distance between electrodes is 3.5cm.

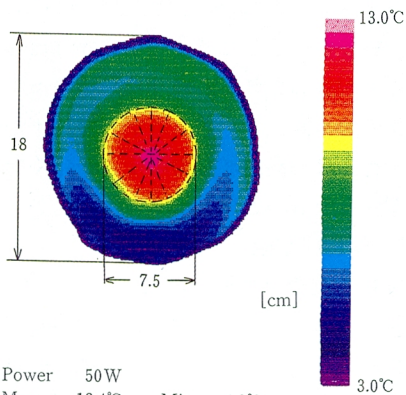
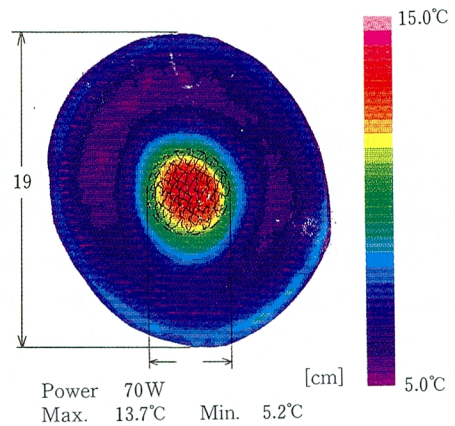
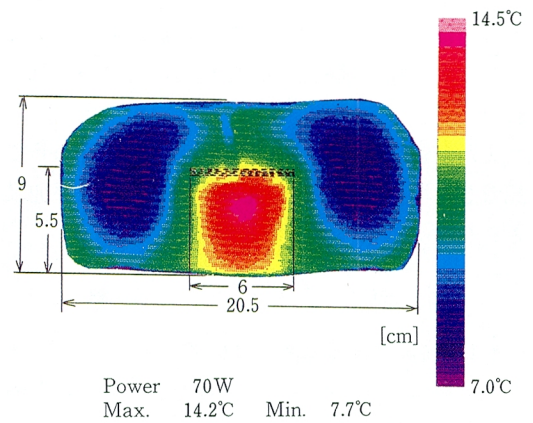


Fig. 6 Heating characteristics using a radial chain electrode. The diameter of electrode is 7.5cm.



(a) Horizontal section. The diameter of electrode is 6cm. The distance between electrodes is 3.5cm.



(b) Vertical section. The diameter of electrode is 6cm. The distance between electrodes is 5.5cm.

Fig. 7 Heating characteristics using a chain electrode in layers.

に直径7.5cmで放射状に設置した場合の横断面の加温特性を示す。なお、給電部は放射状の中心部とする。鎖を中心から放射状に延ばした電極では、ほぼ電極の直径と一致した範囲が加温された。しかし、放射状鎖電極の直径を13cmと大きくすると、中心から離れた部分では、鎖のある部分だけが高温となり不均一な加温となった。

d) 重ね合わせ状電極

多数の電氣的接触点が存在するように、鎖を重ね合わせ、平面状に置いて、加温実験を行った。

Fig. 7 (a) に、Fig. 2(b) に示した Layers 鎖電極を不関電極から3.5cmの位置に直径6cmの円形になるように重ね合わせて設置し鎖の一端より給電した場合の横断面の加温特性を示す。また、Fig. 7(b) に別のファントムの縦断面の加温特性を示す。なお、同一のファントムの横断面と縦断面を同時に観測することができないため、Fig. 7(b) の実験条件は Fig. 7(a) と異なっている。横方向は、ほぼ電極直径と一致した範囲が加温された。縦方向は、加温電極がファントム内にあるにもかかわらず、加温電極と不関電極の間だけが加温された。

また、鎖電極を角のある非円形に重ね合わせて配置した場合、角のない丸みを帯びた領域が加温された。

4. 考 察

4.1 加温される側面について

加温電極は両面ともに導電性を有しているため、加温目的とは反対の側面も加温される可能性を否定できない。しかし、実験結果では、不関電極と加温電極の間に挟まれた領域が加温され、反対側は加温されなかった。この理由は、電流は均質媒質中ではショートパスを流れる性質を有するため、不関電極に面した側の加温電極面からのみ電流が放射されたものと考えられる。

4.2 加温電極の材質による加温特性の違い

使用した加温電極の材質による加温特性の違い

について考察する。電極形状が非円形の場合、鉄や銅の材質で出来ている電極では、角が鋭い加温領域となったが、カーボン製の電極では、角のない丸みを帯びた加温領域となる傾向にあった。これは、鉄や銅などの材質では電気抵抗が低く高周波電力が先端の角まで到達するのに対して、カーボンなどの材質では高周波電力が先端まで完全には到達しないためと考えられる。加温領域を厳密に限定するためには、電気抵抗の低い材質で構成された電極を用いた方が良いと考えられる。

4.3 非平面状組織の加温について

癌組織は一般に、表面が非平面状であると考えられる。加温電極を非平面状として加温を行った結果、不関電極との距離の近い部分のみが高温となり、電極下全体が均一に加温されなくなった。接触を良くするために多数の小さな電極を重ね合わせ一枚の電極としたものについても実験を行ったが、同様の不満足な結果であった。そこで、食塩水を含ませたガーゼを加温電極の下に挟み非平面状組織の表面を平面化し、加温電極を不関電極と平行にして加温を行った結果、電極直下を均一に有効に加温することができた。均一加温を行うには、電極面の平行性が重要であると思われた。

4.4 加温電極の配置による加温特性の違い

鎖電極の配置方法について考察する。

(a) 折り返し状電極

長さ約80cmの鎖電極を折り返し状に配置した場合、Fig. 4 に示したように給電部付近約8cmの部分のみが加温されるという結果になった。これは、鎖の要素間にファントムが入り抵抗が発生し、先端に行くほど高周波電力の伝達が悪くなり加温されなかったものと思われる。

(b) 螺旋状電極

螺旋状に電極を配置した場合も(a)と同様に、Fig. 5 に示したように給電部付近のみが加温された。Fig. 4, Fig. 5 の結果より、加温範囲は電極の形状に依存するのではなく、給電部からの距離に依存するものと考えられる。加温領域を広げる

ためには、給電部からの長さが短くなるように電極の配置を考える必要がある。

(c) 放射状電極

鎖を放射状にした電極で加温を行った場合、**Fig. 6** に示したように加温電極の直径が小さく鎖の先端の間隔が狭い場合には、ほぼ加温電極の直径と一致した範囲が加温されたが、加温電極の直径が大きくなり鎖の先端の間隔が約 1 cm 以上になると、鎖のある部分のみが高温となり均一に加温されなかった。放射状電極は直径 7.5cm 以下の小さな加温領域にのみ有効であると考えられる。

(d) 重ね合わせ状電極

(a), (b), (c) における問題を解決するため、鎖が多点で電氣的に接触するように重ね合わせて配置し、加温を行った。その結果、一枚の平面状電極と同様の効果を発揮し、良好な加温結果が得られるようになった (**Fig. 7 (a), (b)**)。

以上の結果から、鎖電極を小さな穴から体内に挿入し、必要加温領域上に重ね合わせるように設置することによって、集中的にかつ均一に加温することができると考えられる。

なお、温度制御のための温度検出センサを電極下に設置することは必要である。

5. ま と め

腹腔鏡手術を想定して、変形自由度の大きい鎖電極を加温電極として用いた内部加温法に関する基礎実験を行った。鎖電極を 4 種類の形状にした加温実験を行った結果、不関電極と平行になるように鎖電極を重ね合わせて配置することによって、一枚の平面状電極と同様に、電極に挟まれた領域を均一に加温することができ、癌組織のみを有効

に加温できる可能性を示した。

今後の課題として、更に加温特性が良好で変形自由度が大きい電極を選定すること、および動物実験により加温特性を確認することなどがあげられる。

謝 辞

研究にあたって、加温実験を実施した新潟大学工学部卒業生の泉和紀氏（現在日本電気株式会社）に感謝する。

文 献

- 1) 菊地眞：マイクロ波加温技術，日本ハイパーサーミア誌. 6: 125-137, 1990.
- 2) 加藤博和：誘電型加温技術，日本ハイパーサーミア誌. 7: 1-22, 1991.
- 3) 菊地眞：加温技術の現状とその展望，日本 ME 学会誌. 6: 22-32, 1992.
- 4) 平岡真寛：治療の方法と効果，日本 ME 学会誌. 6: 40-47, 1992.
- 5) 松田忠義，金井寛，田中敬正，菊地眞：わが国の局所温熱療法の実況—全国アンケート調査の解析—，日本ハイパーサーミア誌. 9: 31-44, 1993.
- 6) 青木純，嶋海裕之，三輪剛，鈴木荘太郎：早期胃癌に対する Lazerthermia の可能性，日本ハイパーサーミア誌. 10: 103-109, 1994.
- 7) 鈴木孝憲，黒川公平，鈴木和浩，山中英寿：前立腺疾患に対する経尿道的バルーンレーザー治療の基礎的検討，日本ハイパーサーミア誌. 10: 121-125, 1994.
- 8) 柄川順，築山巖，秋根康之，梶浦雄一，萩野尚，射谷和徳，内藤紘：強磁性体組織内加温法の初期実験結果，ファントム及び兎を用いた温度分布，日本ハイパーサーミア誌. 3: 27-34, 1987.
- 9) 佐藤透，西本詮：マイクロ波による脳組織内加温法，日本ハイパーサーミア誌. 6: 351-370, 1990.
- 10) 松田基一：組織内加温の基礎，日本ハイパーサーミア誌. 11: 52-60, 1995.
- 11) 伊藤公一，古屋克己：Microwave による組織内加温の基礎，日本ハイパーサーミア誌. 12: 8-21, 1996.

Internal Hyperthermia with Chain Electrode Under Laparoscopy

Yoshiaki Saitoh¹⁾, Takafumi Ichida²⁾ and Jun-ichi Hori¹⁾

¹⁾Faculty of Engineering, Niigata University

²⁾School of Medicine, Niigata University

Summary:

Basic heating characteristics of a flexible and variable shape electrode were measured for a new internal hyperthermic therapy under laparoscopy. A metal chain was used as an internal electrode in 13.56 MHz RF heating. Heating characteristics were measured with various shapes of chain electrodes, *i. e.* zigzag, spiral, radiation and layers. From the results of experiments using muscle-equivalent phantoms, we conclude that concentrated heating characteristics were produced between the internal electrode and the reference electrode when spreading the chain electrode arranged in layers, parallel to the reference electrode.

Key words: laparoscope, internal hyperthermia, chain electrode, heating characteristics, concentrated heating