Review

Thermal therapy に用いるマイクロ波アンテナ —臨床応用へ向けた取り組み—

齊藤 一幸¹⁾ 伊藤 公一²⁾

Microwave antennas for thermal therapy : Several approaches for clinical applications

Kazuyuki Saito and Koichi Ito

Abstract

Microwave energy is one of the heating sources used for thermal therapy of cancer. The thermal therapy means the hyperthermia and the coagulation therapy. In the hyperthermic treatment, the target tumor is heated up to 42-45 °C and in the coagulation therapy, it must be heated 60 °C or more to generate the tissue coagulation. In this manner, although therapeutic temperatures of both schemes are different, there are several similarities between them especially from the engineering aspects. Therefore, this paper describes the fundamental characteristics of microwave inside the biological tissue and two types of heating schemes for the hyperthermic treatments. In addition, the actual treatment by use of newly developed microwave antennas is introduced.

Key words : microwave, hyperthermia, external heating, internal heating, coaxial-slot antenna

Accepted on May 31, 2007

千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター¹⁾,
千葉大学大学院工学研究科²⁾
〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町1-33

Research Center for Frontier Medical Engineering¹⁾, Graduate School of Engineering²⁾, Chiba University
Address : 1-33, Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba, 263-8522, Japan

緒言

筆者らはこれまで、マイクロ波エネルギーを用いた thermal therapy 用アンテナの研究・開発を行ってきた。ここで言う“thermal therapy”とは、癌の温熱治療のことであり、患部を42～45℃に加温するハイパーサーミア¹⁾と60℃以上に加熱する凝固療法があげられる。筆者らは主に前者について、加温用アンテナの開発及びそれを用いた臨床応用を経験した。しかしながら、工学的観点からは両者の共通点は多い。そこで本稿では、マイクロ波の生体組織内における振舞いについてその基本特性を説明した後、ハイパーサーミアの治療に用いられる2種類の加温方法の説明を行う。更に、筆者らが開発した微細径マイクロ波アンテナを使用した臨床応用について工学的観点より概説する。

I. 加温法の分類とマイクロ波の生体組織中での特性

マイクロ波とは比較的周波数の高い電磁波の名称であり、その周波数帯域は数100～数1,000MHz（数GHz）である。ハイパーサーミア治療用として430MHz、915MHz、2.45GHz^{1) 2)}の電磁波を用いた加温装置が既に開発されており、マイクロ波凝固療法用には2.45GHzの電磁波を用いた装置が広く使われている。

マイクロ波加温法は、他の加温法にはないいくつかの特徴を有する。ハイパーサーミアの治療で広く用いられており、凝固療法でも近年使用され始めているRF（radiofrequency）加温法とマイクロ波加温法の最も明

確な（電磁波周波数以外の）差異は、治療時に必要なアンテナの本数である。図1Aで示すように、RF加温法では、治療対象の腫瘍は一方の電極から他方の電極へ流れる電流によって加温される。これに対して図1Bに示すマイクロ波加温法では、アンテナから発生する電磁波が加温エネルギーであり、それが生体組織中を伝搬するため、1つのアンテナで腫瘍を加温することが可能である。また、広範囲の加温が必要な場合には複数のアンテナを用いる。この場合は、各アンテナから発生した電磁波が重ね合わされることにより、効果的な加温を行うことも可能である（図1C）。なお、このような構造のアンテナをアレーアプリケーションと呼ぶ。

マイクロ波加温法では、生体組織は電磁エネルギーの吸収によって加温され、その吸収の度合は周波数に依存する。図2は、ハイパーサーミアの治療で主に用いられるいくつかの周波数における電界の生体組織中での減衰を表す³⁾。ここで各々のラインは、それぞれの周波数の平面波を半無限大筋肉組織表面へ照射した場合の深さ方向各位置での電界強度2乗値（各位置に到達するエネルギーに相当）を表す。この結果から、マイクロ波エネルギーが生体組織中で伝搬できるのは、ほんの数cmであり、周波数が高くなるに従ってその距離は短縮することがわかる。したがって、マイクロ波エネルギーを体外から照射することによる深部腫瘍の治療は困難であることがわかる。

腫瘍の大きさや形状は様々であるため、すべての腫瘍を1つのアンテナで治療することは不可能である⁴⁾。図3は、ハイパーサーミアの治療に用いられるマイクロ波アンテナをいくつかの種類に分類したものである。空間

図1 電磁界加温の特性（A：RF加温法，B：マイクロ波加温法，C：加温領域の拡大）

図2 生体組織に入射した電磁エネルギー（電界強度2乗値）の深さ（ z ）方向における減衰曲線

図3 マイクロ波加温の種類

放射型と接触（体表密着）型は外部加温アンテナに分類され、腔内加温型と組織内刺入型は内部加温アンテナと呼ばれる（マイクロ波凝固療法に広く用いられている深部凝固用電極は、組織内刺入型に分類できる）。以下では、外部加温および内部加温に使用されるアンテナについて説明する。

II. 外部加温法

マイクロ波エネルギーによる外部加温では、体表面の冷却が必要であり、これを行わなければ体表は過剰に加熱されてしまう。これを防ぐため、図4で示されるように、実用的な加温装置では体表冷却機能が装備されている。しかしながら、たとえ表面冷却を行ったとしても、深部にある腫瘍を外部加温法で治療することは容易ではない。また、外部加温法は非侵襲的治療法であるものの、確実な治療を行うために、現時点では腫瘍の内部及びその周辺の温度を侵襲的に測定しなければならない。

外部加温法で使われるアンテナは、導波管型アンテナとマイクロストリップアンテナに分類できる。導波管型アンテナはサイズが大きくかつ重い装置であることが多く、我が国では現在あまり使用されていない。この種類のアンテナの詳細は文献²⁾に記載されている。

一方、マイクロストリップアンテナは、一般に薄型で軽く、現在は広範囲な均一の加温領域を発生させること

図4 マイクロ波による実用的な外部加温装置

を目標に、構造の改良が進められている。図5は、ハイパーサーミアの治療で用いられているマイクロストリップアンテナの例を示す^{5) 6)}。

図6 マイクロ波腔内加温用アプリケーションの例

A：経尿道マイクロ波カテーテル
B：胆管部腫瘍の腔内加温

図5 マイクロストリップアンテナ(縮尺はそれぞれ異なる)
A：スパイラル型，B：方形型

マイクロ波アンテナ，尿道壁にアンテナを固定するための2つのバルーン，尿道表面を冷却するための冷却水循環路から構成されている。

図6Bは，胆管部腫瘍の腔内加温法について説明したものである⁸⁾。この治療では，まず経口的に十二指腸まで内視鏡を挿入し，その鉗子口に長くかつ柔軟性のあるマイクロ波アンテナを挿入する。そして，鉗子出口から体内に出たアンテナは，ファーター乳頭部を通して胆管部に導入され，マイクロ波エネルギーによる温熱治療を行うことができる。このように，マイクロ波アンテナと内視鏡を併用することで，効率的な低侵襲治療が実現可能である。

なお，これら以外にも食道や子宮などの部位にも腔内加温法が適用され，その効果が報告されている^{1) 2)}。

Ⅲ. 腔内加温法

1. 腔内加温法

治療対象の腫瘍が食道，大腸，尿道などの体腔にある場合には，マイクロ波アンテナを用いて腔内加温法を行うことが可能である。ここでは，比較的新しい腔内加温用アンテナを紹介する。図6Aは，腔内加温用アンテナの1例として前立腺肥大症の治療に用いられる経尿道バルーンカテーテルを示す⁷⁾。このカテーテルは，細径マ

2. 組織内加温法

組織内加温法は、局在性腫瘍の治療に用いることができる。この方法は、細いマイクロ波アンテナを腫瘍に刺入し、マイクロ波エネルギーを腫瘍部分に直接照射するため、効果的な加温が可能である^{1) 9)}。図7は、筆者らが開発した組織内加温用同軸スロットアンテナである¹⁰⁾。組織内加温法は侵襲的方法ではあるものの、複数本のアンテナを適切に配置することによって、比較的少数本のアンテナで広範囲の加温領域を発生させ

図7 同軸スロットアンテナ

図8 マイクロ波組織内加温・組織内照射併用療法

ることが可能である¹¹⁾。

図8に示すように、組織内加温用アンテナを挿入するカテーテルと組織内照射療法のカテーテルを共用することで、両者の増感効果を期待することもできる¹²⁾。この治療は、組織内加温終了後に、カテーテルは体内に留置したままアンテナのみを抜去し、そこへ微小放射線源を挿入することによって実現できる。なお、微小放射線源による治療終了後に組織内加温を行うことも可能である。

IV. 臨床応用

筆者らは既に、同軸スロットアンテナを用いたハイパーサーミアの治療を経験した。ハイパーサーミアでは、患部周辺の温度コントロールが重要であるため、臨床使用に先立ち、まず数本の同軸スロットアンテナで構成したアレーアプリケータに関する生体内温度分布解析を行った。図9に、4本の同軸スロットアンテナで構成したアレーアプリケータの解析モデルを示す。ここで、アンテナ間隔とその生体への刺入長は実際の治療を想定して、それぞれ20mm、30mmとした。アンテナ構造や解析に必要な生体組織の物性定数は文献¹¹⁾と同様とした。図10に、温度分布算出結果の1例を示す。ここで、温度分布観測面は、図9中に示すxz面及びxy面である。この結果より、このアレーアプリケータの構成では、アンテナ素子で囲まれる領域において治療温度である42℃以上の領域が生成可能であることがわかる。

以上の情報をもとにして、図11に示すような治療を行った。ここで図11Aは治療の様子であり、図11Bはアンテナ位置及び刺入長を示したものである。マイクロ波発生器は、アルフレッサファーマ社製AZM-520を用いた。図12は治療中の患部周辺の温度推移である。ここでの温度プローブB、Cは4本のアンテナで囲まれる領域の境界であり、治療目標である腫瘍の辺縁部付近であると考えられる。この場合に、いずれの位置でも治療温度の42℃以上に加温されているため、治療対象腫瘍は十分に加温さ

れたものと考えられる。

結 語

本稿では、ハイパーサーミア用アンテナに関する基本的事項を工学的観点から解説し、更に、筆者らが開発した微細径アンテナを用いた臨床応用について紹介した。これらは、工学的にはマイクロ波による癌の凝固療法と

も共通点が多いため、凝固療法に取り組んでおられる各位の参考になれば幸いである。

謝辞

本稿で紹介したハイパーサーミアの治療は、東京歯科大学市川総合病院の青柳 裕教授らのご協力により行われた。ここに感謝の意を表します。

図9 数値解析モデル

図10 温度分布解析結果の1例 (A : xz 観測面, B : xy 観測面)

References

- 1) 柄川 順 編 : 新編 癌・温熱療法. 東京, 篠原出版, 1987
- 2) 松田忠義 編 : ハイパーサーミアマニュアル: 効果的な癌温熱療法を実施するために. 東京, マグブロス出版, 1991
- 3) 伊藤公一, 古屋克己 : Microwaveによる組織内加温の基礎. 日ハイパーサーミア会誌 **12** : 8-21, 1996
- 4) 伊藤公一 : 医療に貢献するアンテナ技術. 電子情報通信会論誌 **J89-B** : 1558-1568, 2006
- 5) Jacobsen S, Stauffer PR, Neuman DG : Dual-mode antenna design for microwave heating and noninvasive thermometry of superficial tissue disease. IEEE Trans Biomed Eng **47** : 1500-1509, 2000
- 6) Stauffer PR, Leoncini M, Manfrini V, Gentili GB, Diederich CJ, Bozzo D : Dual concentric conductor radiator for microwave hyperthermia with improved field uniformity to periphery of aperture. IEICE Trans Commun **E78-B** : 826-835, 1995.
- 7) Sterzer F, Mendecki J, Mawhinney DD, Friedenthal E, Melman A : Microwave treatments for prostate disease. IEEE Trans Microwave Theory Tech **48** : 1885-1891, 2000
- 8) Saito K, Hiroe A, Kikuchi S, Takahashi M, Ito K : Estimation of heating performances of a coaxial-slot antenna with endoscope for treatment of bile duct carcinoma. IEEE Trans Microwave Theory Tech **54** : 3443-3449, 2006
- 9) Lin JC, Wang YJ : Interstitial microwave antennas for thermal therapy. Int J Hyperthermia **3** : 37-47, 1987.

図11 アンテナ刺入状況（A：術中写真，B：アンテナ位置及び刺入長）

図12 患部周辺の温度推移

- 10) 伊藤 公一，黒川 悟，上野 公志：細い同軸ケーブルによるハイパーサーミア用侵襲アプリケーション。電子情報通信学会技術報告 **AP88-75**：21-26, 1988
- 11) Saito K, Aoyagi Y, Ito K, Horita H：Interstitial microwave hyperthermia using coaxial-slot antennas - clinical trials based on numerical calculations of heating patterns - . 日ハイパーサーミア会誌 **21**：237-245, 2005
- 12) Seegenschmiedt MH, Klautke G, Seidel R, Stauffer PR：Clinical practice of interstitial thermoradiotherapy. in Thermo-radiotherapy and Thermochemotherapy, ed by Seegenschmiedt MH, Fessenden P, Vernon CC. Berlin, Springer Verlag, 207-262, 1995