原 著

周波数2450MHz マイクロ波加温の基礎的諸特性

野原 弘基¹⁾ 平岡 真寛²⁾ 徐 志堅²⁾芥田 敬三²⁾ 西村 恭昌²⁾ 永田 靖²⁾高橋 正治²⁾ 阿部 光幸²⁾

1) 京都大学医学部附属病院 放射線部

2) 京都大学医学部附属病院 放射線科

Fundamental Characteristics of 2450 MHz Microwave Heating

Hiroki NOHARA Masahiro HIRAOKA Shiken JO

Keizo AKUTA Yasumasa NISHIMURA Yasushi NAGATA

Masaji TAKAHASHI and Mituyuki ABE

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyoto University

Summary

Microwave radiation is one of the most useful techniques for creating thermal fields in tissue, but its use is limited because of the rapid attenuation of propagation through the body. Therefore, a superficial localized tumor is only the object of microwave hyperthermia.

This study was designed to perform fundamental experiments with localized hyperthermia induced by 2450 MHz microwave radiation. In order to improve the temperature distribution and heating efficiency produced by Microtizer (Minato Medical Science Co., Ltd), we used a cylindrical cardboard cone covered with alminum foil and a collimator with a hole in the alminum plate that were specially designed. The characteristics of temperature distribution patterns using these applicators were tested using a tissue-equivalent agar phantom and an unhomogeneous phantom which contained a ham or animal muscle with fat.

The conclusions were drawn from our experimental results as follows;

- 1) By the use of specially desinged cone and collimator, focusing microwave radiation was improved, that is, both the homogeneity of temperature distribution patterns and the high elevation of temperature were achieved.
- 2) The relation between the distance from an antenna-tip to phantom surface and the heating efficiency depended on conditions of microwave radiation. With a single refrector, the heating effect decreased in inverse proportion to the distance. With the use of a cone and a collimator, however, the optimum distance of 13 cm exsisted, depending on a given frequency.
- 3) The hole diameter of collimators for obtaining effective temperature distribution patterns depended on a frequency employed. The heating efficiency was not achieved when the hole diameter was less than $\lambda/4$.
- 4) There was no relationship between VSWR (voltage standing wave ratio) and heating effect.

Fig. 1 Schematic diagram of three-different type applicators and temperature distributions on the horizontal plane 1 cm below the phantom surface. (a) The plane temperature distribution measured by a C-C thermosensor after heating with the use of a single reflector; (b) and (c) temperature distributions shown in thermographies after heating with the use of specially designed cone collimator. White arrows show the range of temperature difference within 2°C lower than the maximum.

ンテナ軸とは一致せずに、ヘリカルアンテナ終端位置方向に偏位した⁸⁾。有効加温域(最大温度に対し 2°C の温度差の領域)は、約 4.5cm ϕ の類円形であった。反射器にアルミ фоль製 の円筒 (以下照射筒と略) を装着した場合の温度分布 (Fig. 1 b) は、アンテナ終端位置に方向軸をもつ楕円形分

布を示し、分布中心とヘリカルアンテナ軸との偏位度は前者に比べて小さく、有効加温域も長径 6.5cm、短径 5.2cm に拡大した。また、照射筒と 10cm ϕ の孔あきアルミ板 (以下コリメータと略) を寒天ファントム表面上 1cm に設置した場合の温度分布 (Fig. 1c) は、分布中心とアンテナ軸とが一致した同心円分布を示したが、有効加温域は前二者に比べて小さく 4.2cm ϕ であった。

温度分布特性は、使用するアプリケーションにより、かなりその様相を異にするが、これらは本質的には装置の特性に依存する要素が大きい。特に、本装置のマイクロ波源であるヘリカルアンテナは、最大放射強度がヘリックスの軸方向に分布するエンドファイアヘリカルアンテナを用いているため、温度分布は基本的にはヘリックス軸方向に分布すると考えられる⁹⁾。しかし、Fig. 1a に示したように温度分布中心とヘリックス軸との位置が異なり、温度分布が 60 度方向に偏在することから考え、この場合のマイクロ波の放射強度はアンテナ終端位置に依存し、電界強度がこの位置を軸に分布すると考えられる。従って、本機を臨床に应用する場合は、加温目的部位と温度分布中心との設定が難しく、目的部位以外に高温域を生じる危険性がある⁸⁾。

本実験では、このような問題を解決する一つの方法として、照射筒およびコリメータによる温度分布特性の改善を試みた。反射器に装着した照射筒 (Fig. 1b) は、ヘリカルアンテナからのマイクロ波の放射パターンを改善するための反射器の延長とみなすことができ、マイクロ波は、照射筒の内部を反射を繰り返しながら伝播する。従って、反射器単独の場合に比べマイクロ波の照射方向が限定されるため、温度分布中心とアンテナ軸との偏位度が小さくなり、有効加温域も拡大すると考える。また、照射筒とコリメータを用いた場合 (Fig. 1c) には、コリメータが電波レンズ的な役割を果たすと考えられ、これによりマイクロ波の入射方向が一層集束されるため、温度分布中心とアンテナ軸との一致度が良くなる。従って、有効加温域は前者に比べ小さくなる (コリメータ開口

面積の約40~45%)が、温度分布の改善が図れると考える。

Fig. 2 は、マイクロ波照射距離(アンテナ終端-ファントム表面間距離)と温度上昇との関係を示す。反射器単独の場合 (Fig. 2 a) は、照射距離と温度上昇は一定の相関を示したが、照射筒と10cm ϕ コリメータを使用した場合 (Fig. 2 b) には、照射距離との相関は示さなかった。即ち、自由空間中でのマイクロ波のエネルギーは、アンテナから波長の $1/2\pi$ 以上離れた所では、アンテナからの距離に反比例する球面波 (または平面波)

として伝達されるため¹⁰⁾、被加温物質との照射距離が短いほど温度上昇は大きく、長いほど小さくなる。従って、前者のアプリケータはこのアンテナ条件を満たす放射器と考えられるが、後者では、照射筒やコリメータでのマイクロ波の反射が複雑に寄与するため、上述のエネルギー伝達条件が満足されず、照射距離と温度上昇の間には一定の相関がなく、周波数に依存する最適照射距離 (アンテナ終端-ファントム間距離) が存在すると考えられる。この場合の最適距離は使用周波数の波長 (12.2cm) にほぼ等しく、13cmである。

Fig. 2 The relationship between heating efficiency and distance from an antenna-tip to phantom surface. (a) With the use of a single reflector, the heating efficiency decreased in inverse proportion to the distance; (b) with the use of a cone and a 10 cm ϕ collimator, a remarkable rise of temperature was obtained at the distance of 13 cm that nearly corresponds to the wave-length (12.2 cm) of 2450 MHz frequency.

Fig. 3 は、照射条件 (150watt, 20min) を一定とし、照射筒とコリメータ (2, 3, 6, 10cm ϕ) を使用した場合の寒天ファントム中心軸上での深部-温度曲線を示す温度上昇はコリメータ孔径に依存し、コリメータ径が大きくなるに従い温度上昇は良くなったが、有効加温深さに関しては有意の差はなく約 2 cm であった。ただし、2, 3 cm ϕ コリメータを使用した場合には、温度上昇は認められなかった。これらの結果はマイクロ波の波長とコリメータ孔径との間には閾値が存在することを示し、マイクロ波の波長に比べコリメータ孔径が非常に小さい場合は、コリメータで静電しゃへいに似た現象が起こり、電磁波の減衰が大きく、マイクロ波がコリメータを通過しないと考えられる。本実験では、 $\lambda/4$ がその閾値と推測できる。

Fig. 3 The relationship between heating efficiency and hole diameters of collimator, and the efficient rise of temperature was not achieved when hole diameters were less than $\lambda/4$.

Fig. 4 は、ヘルカルアンテナ終端-寒天ファントム表面間距離を13cm, マイクロ波照射条件を150watt, 20min一定とした場合のファントム中心軸上の深部-温度曲線を示す。温度上昇は、照射筒と10cm ϕ コリメータを使用した場合が最もすぐれ、反射器および照射筒単独の場合に比べ1 cm 深さでの温度上昇は各々4.1倍, 1.4倍であった。即ち、照射筒およびコリメータはマイクロ波の照射方向の限定および集束作用を高めることを示し、温度上昇および温度分布の改善に寄与すると考える。

Fig. 4 Temperature distribution after heating with three-different type applicators under the condition that the power of microwave and the distance between an antenna-tip and phantom surface were constant. The highest temperature rise was achieved with the use of a cone and a collimator.

Fig. 5 は、照射筒単独の場合と照射筒およびコリメータ (2, 6, 10cm ϕ) を使用した場合の照射筒終端—寒天ファントム間距離に対する電圧定在波比 (voltage standing wave ratio: VSWR) の変化を示す。照射筒単独の場合は、照射筒終端—ファントム間距離が変化しても VSWR は 1.1~1.3 の間にあり、ほぼ一定の値を示した。しかし、コリメータを付加した場合には、コリメータの孔径が小さく、照射筒終端—ファントム間距離が小さいほど VSWR は大きくなり、コリメータでの反射電力が増大することを示した。ただし、10cm ϕ コリメータの場合には、照射筒がコリメータに密接する以外、VSWR は照射筒単独の場合と近似した値を示した。

Fig. 6 は、照射筒単独の場合と照射筒およびコ

リメータを使用した場合の VSWR と温度上昇に関する測定結果を示す。照射筒がファントムまたはコリメータに密接する場合には、後者の方が VSWR が大きく、温度上昇も悪かったが、逆に照射筒終端—ファントム間距離を 5 cm (アンテナ終端—ファントム間距離 13 cm) 離れた場合には、後者の方が VSWR が大きいにも拘らず温度上昇は良かった。一般的には、VSWR の増大は反射電力を増し、被加温物質へのマイクロ波エネルギーの付与を小さくするため⁹⁾¹¹⁾、温度上昇を悪くすると考えられる。しかし、このような複雑な条件下では、VSWR と温度上昇の間には一定の相関がなく、VSWR 単独の測定では加温効果の指標とはなり得ないことを示している。

Fig. 5 The relationship between VSWR (voltage standing wave ratio) and the distance from an antenna-tip to phantom surface on heating with the use of a cone and / or a collimator.

Fig. 6 The relationship between heating efficiency and VSWR with the use of a cone and / or a collimator. The heating efficiency was not in interrelation to VSWR.

3.2 不均質組織が存在する場合の温度分布特性

Fig. 7 は、均質ファントム中に各種不均質物質が部分的に存在する場合のファントム中心軸上の深部-温度曲線を示す。寒天ファントム表面下 2 cm 深さに空気層 ($2 \times 7 \times 7$ cm) が存在する場合には、均質ファントムに比べ空気層部前面における温度上昇が高く、不均質部での温度下降勾配が大きかった (Fig. 7 a)。同様の傾向は、ハム中に脂肪層 ($1.5 \times 6 \times 6$ cm) を挿入した場合にも認められた (図 7 b)。また、ファントム中にアルミ板 (0.5 mm 厚) を深さ 2, 5.2 cm にファントムを切断する形で挿入した場合には、その効果が一層顕著であった (Fig. 7 c)。この場合、温度上昇は表面から不均質物質までの距離が深くなるに従い悪くなり、温度分布は不均質物質側に移行する傾向を示した (Fig. 7 d)。

Fig. 7 e のサーモグラムは、肉塊の一部に脂肪層が存在する場合の温度分布特性を示す。温度分布は高温域が肉塊に偏在し、脂肪層での温度上昇が悪かった。

このように、均質ファントム中に不均質物質が存在する場合には、温度分布特性の様相はかなり変化する。この原因としては、特性インピーダンスが異なる 2 つの媒質間での電磁波エネルギーの反射と吸収の差がその主因と考えられる⁵⁾¹²⁾。Fig. 7 a, b, c, d に示すように、均質物質中に空気層、脂肪層、アルミ板などの異種物質を挿入した場合には、これらの媒質間で電磁波エネルギーが反射され、マイクロ波入射方向に存在する均質物質での加温効果を高める原因になると考えられる。特に、2 cm 深さにアルミ板を挿入し、30 分間加温した場合には生食寒天の融解を来した。また、アルミ板の挿入位置が深くなるにつれ、温度

上昇は悪くなるが、熱伝導およびアルミ板でのマイクロ波の反射が寄与して、温度分布は異種物質側に偏位する傾向を示す。一方、Fig.7 e に示すように、水分含有量の多い肉塊と並べて脂肪層を配列した場合には、肉塊（筋肉等価）に比べ水分含有量の少ない脂肪層では、発熱効果が小さく、肉塊での加温効果が高くなる。即ち、電磁波エネルギーの吸収と媒質の水分含有量との間には相関があり、電磁波エネルギーは水分含有量の少ない媒質ほど透過しやすくエネルギー損失が小さくなるという特性をもつため⁵⁾¹²⁾、脂肪層での相対的加温

効果が小さくなると考える。ただし、空気層、脂肪層では、理論的には電磁波エネルギーの透過が良くなるため、これらの媒質間の境界では加温効果が高まると考えられるが、実測データではその傾向を示さなかった。しかし、この点については、今後さらに検討を加える必要がある。

これらの結果から考え、臨床的には腫瘍の下方に骨等の異種物質が存在する場合には、腫瘍部での温度上昇が高まると推測でき、さらに水分含有量の多い組織と少ない組織が横に配列して存在する場合には前者での温度上昇が高くなる。

Fig. 7 Characteristics of temperature distributions when unhomogeneous phantoms were used.

(a) Temperature profile in an agar phantom which contained an air layer (2 × 7 × 7 cm). The steep fall-off of temperature was observed in the air layer.

(b) Temperature profiles in an agar phantom which contained fat tissue. High temperature region was observed limited to the agar layer above fat tissue. The rapid fall-off of temperature in the fat layer was same as observed in the air.

(c) and (d) Temperature profiles when an aluminum plate was placed 2.0 cm or 5.2 cm below the surface of an agar phantom. As for the former, the steep rise of temperature existed in the shallow region above an aluminum plate. As for the latter, the peak of temperature moved to the deeper site of an agar layer above an aluminum plate.

Temperature Distributions

before Heating

after Heating

(e)

- (e) Thermogram in animal muscle which partially contained a fat layer was used for a phantom. The temperature rise in the fat was less than that in animal muscle, since the absorption of microwave energy is low in materials with low content of water.

4. まとめ

周波数の高いマイクロ波 (2450MHz) は、生体組織 (特に筋肉) での電磁波の減衰が大きく、表皮深度 (Skin depth) が小さいため、表在性でかつ限局した腫瘍が温熱療法の対象となる。したがって今回は照射筒およびコリメータを用いたこれら対象腫瘍に関する効果的な加温法について基礎的な実験を行い、下記の結論を得た。

- 1) 照射筒はヘリカルアンテナからのマイクロ波の指向性を改善する役割を果たす。また、コリメータはマイクロ波の集束作用を高め、標的部位と有効加温域の設定が容易となった。
- 2) 照射距離と加温効率に関しては、反射器単独の場合には一定の相関を示したが、照射筒およびコリメータを使用した場合には一定の相関がなく、使用周波数に依存する最適照射距離13cmが存在した。

- 3) 照射筒およびコリメータの使用は、温度分布の均等性と加温効果を高めた。使用周波数とコリメータ径の間には閾値が存在し、コリメータ孔径が $\lambda/4$ 以下の場合には加温効果は認めなかった。
- 4) VSWR と温度上昇間には一定の相関がなく、VSWR は加温効果の指標となり得なかった。
- 5) 不均質物質の存在は、温度分布特性に影響を及ぼす。即ち、均質物質中に不均質物質が存在する場合には、マイクロ波入射側に存在する均質物質の加温効果を高め、空気層、脂肪層で大きな温度下降勾配を示した。
- 6) 温度分布特性は水分含有量の差により異なる様相を示した。即ち、水分含有量の多い肉塊に比べ電磁波エネルギーの吸収が小さい脂肪層での加温効果は悪かった。

謝辞 本研究を行なうにあたりご協力、ご助言を戴いたミナト医科学株式会社研究課 川端 勲二氏に深謝します。

本研究の一部は、文部省がん特別研究 (I) 研究課題番号61010041および文部省がん特別研究 (II) 研究課題番号61015038の援助を受けた。

文 献

- 1) Hall, E. J.: Radiobiology for the Radiologist. *Harper and Row, USA*, 1978.
- 2) 阿部 光幸: 癌ハイパーサーミアの展望 《癌治療の新しい方法》菅原 努, 阿部 光幸編, pp. 15-28, 1984, マグブロス社
- 3) M. Abe and M. Hiraoka: Localized hyperthermia and radiation in cancer therapy. *Int. J. Radial. Biol.*, 47, 347-359, 1985.
- 4) 平岡 真寛, 李 成吉, 小野 公二, 西台 武弘, 高橋 正治, 阿部 光幸, 陶山 純夫, 藪本 栄三, 松宮 昭, 中島 俊文, 小野山 靖人: 難治癌に対する加温併用放射線治療の研究; 第一編表在性腫瘍に対するマイクロ波加温放射線療法の臨床経験. *日本医放会誌*, 41(10), 975~984, 1981.
- 5) Hand, J. W., Gail ter Haar: Heating techniques in Hyperthermia. *Brit. J. Radiol.* 54, 443, 1981.
- 6) 斎藤 正男, 山浦 逸雄: 電磁界と生体. *医用電子と生体工学*. 12, 1-9, 1974.
- 7) J. W. Hand: Microwave and Ultrasound in Clinical Hyperthermia; Some Physical Aspects of Heating and Thermometry. *Proceeding 2nd International Conference on Applications of Physics to Medicine and Biology. International Center for Theoretical Physics, Miramare, TRIESTE*. 1983.
- 8) 小野山 靖人, 中島 俊文, 田中 正博, 梅川 智三郎, 小野 正夫: マイクロ波 《癌治療の新しい方法》菅原 努, 阿部 光幸編, pp. 155-167, 1984, マグブロス出版社
- 9) 宇田 新太郎編: 新版無線工学, I 伝送編. 丸善, 東京, 1969.
- 10) 菊池 眞: ハイパーサーミアの基礎的知識—物理, 工学的側面—日本 ME 学会, 生体電磁環境とハイパーサーミア研究会教育講演会資料, 1983.
- 11) 高田 寿士: ハイパーサーミアのためのマイクロ波技術, 日本 ME 学会教育講演会資料, 生体電磁環境とハイパーサーミア研究会. 東京, 1981.
- 12) 野原 弘基, 平岡 真寛, 徐 志堅, 小野 公二, 高橋 正治, 阿部 光幸: マイクロ波による腔内加温用同軸形アンテナの特性, *臨牀放射線*, 29(9), 1035-1039, 1984.