

レンズアプリケータによるマイクロ波集束

Microwave Focusing Using Lens Applicator

○ 二川佳央 (国士舘大学)

Yoshio NIKAWA, Kokushikan University

Abstract: A direct-contacted lens applicator for localized microwave hyperthermia is proposed and developed with a computer-controlled microwave heating system. The applicator is a practical one that can converge the radiating electromagnetic field to deposit its energy deep in human tissues. The discussion is made for the applicator to design and test in free space and to advance it to be able to apply against human body. The experimental results, which agree with the theoretical ones, show that the applicator which operates at 430 MHz and 2.45 GHz band could heat at twice the depth at which a simple and conventional waveguide applicator could heat. The experimental results using a developed computer system that supplies microwave energy and circulated cooling water to the developed applicator show that the temperature at the heating location in the human tissue model were maintained at the setting allocation. The results of the phantom model using the system with the applicator show that the maximum depth of noninvasive heating was more than 70 mm below the surface. These results are available for the clinical hyperthermia treatment of cancer.

Key Words: Microwave applicator, Microwave heating, Lens applicator, Hyperthermia system

1. まえがき

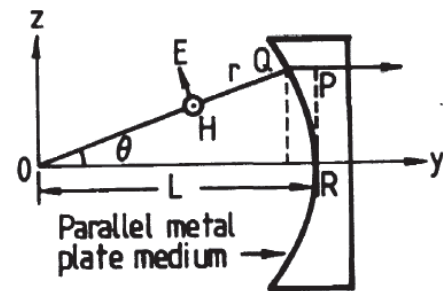
マイクロ波は選択性、効率、安全性等の優位性から近年、医療分野における計測・加熱を始めとする分野で幅広く用いられている⁽¹⁾。マイクロ波領域において生体の比誘電率が高いことから、生体内部における波長短縮の効果により計測時の高分解能化が望める一方、マイクロ波領域における生体の誘電正接が高いために、浸透深度は浅くなる。このためにマイクロ波エネルギーを利用して生体加熱を施し、がん治療を行うハイパーサーミア⁽²⁾に対して深部組織に対する加熱が困難となる。ここでは、マイクロ波を生体のような損失の高い媒質に対して、より深部まで浸透させるために開発されたレンズアプリケータの概要とその開発経緯についてまとめ、今後の医用工学におけるマイクロ波利用技術のひとつの手段としての物理エネルギーの効率的利用について、マイクロ波エネルギーの集束効果の見地に立ててまとめる。

2. レンズアプリケータの設計

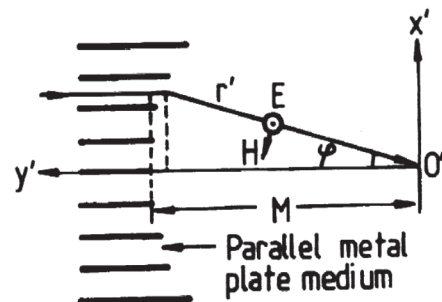
損失の大きな媒質中でより浸透深度を向上させるために、マイクロ波の集束について考察する。レンズを用いたマイクロ波集束効果について検討するために、マイクロ波を無損失の自由空間において集束するための金属レンズの設計について考察する⁽³⁾。導波管内を TE₁₀ モードで伝搬するマイクロ波を電磁ホーンにより自由空間に放射すると、マイクロ波は電磁ホーンの基部を位相中心とする球面波になり伝搬する。電磁波の波長が考慮する空間に対して十分に短く幾何光学的な考え方を適用することにより、放射される球面波をレンズによって集束波に変換することが可能である。平行金属板媒質に対して金属面と E 面が平行な平面波が入射すると、平行金属板媒質の屈折率 n は、金属板の間隔を a ($\lambda/2 < a < \lambda$)、伝搬定数を k 、自由空間における伝搬定数を k_0 、波長を λ_0 とすると、式(1)によって示される。

$$n = \frac{k}{k_0} = \sqrt{1 - \left(\frac{\lambda_0}{2a}\right)^2} \quad (1)$$

電磁ホーンから放射される球面波を平面波に変換するためには式(1)から $n < 1$ より図 2 に示す凹レンズを考慮する。



(a) Design of incidental plane



(b) Design of radiation plane

Fig. 1. Design of metal plate lens for microwave focusing.

マイクロ波がレンズ通過後に位相を揃えるためには、図 1(a)において、OQP と OR の幾何光学的距離を等しくすることから式(2)を得ることができ、これによりレンズの入射面の設計が可能となり、同様に放射面の形状も設計される。

$$k_0 r + k(L - r \cos \theta) = k_0 L \quad (2)$$

但し、L は入射側の焦点距離である。これにより放射波を集束波に変換することが可能である。このような凹レンズは凸型の表面を有する生体の形状に対してマッチングをとることが容易である。さらに生体は皮膚、脂肪、筋肉が

それぞれ層状構造を成しており、円筒状の構造が主体となるため、生体組織に対してエネルギー集中を考慮する際にはエネルギーの伝搬方向と層間が垂直になるような集束を行うことを考える。そのために集束円筒波を生成する放射面構造とする。集束円筒波を生成する放射面を有するマイクロ波加温用レンズアプリーケータの概要を図2に示す。

3. 実験結果

レンズアプリーケータを試作し、10 GHzにおいて実験を行った。放射方向における電界分布と開口から400 mm離れた位置における垂直面における電界分布を図3に示す。尚、図3において、開口面からの電磁界分布を波動工学的にキルヒホッフ-ホイゲンス(Kirchhoff-Hygens)の原理を用いて放射近傍領域で求めた結果との比較も行った⁽³⁾。いずれもレンズアプリーケータと導波管開口からの放射を比較のために示している。図3(a)に示す結果より、アプリーケータ開口面から400 mm離れた位置での電界強度はレンズ効果の有無により10 dB以上の差が生じることが分かる。生体を電氣的に等価な損失のある誘電体として考えると、透磁率は真空の値に等しく($\mu_0=4\pi \times 10^{-7}$ H/m)、2.45 GHzにおいて骨、脂肪等の低含水率組織ではそれぞれ、比誘電率5.5、導電率0.15 S/mで、筋肉、皮膚等の高含水率組織ではそれぞれ、比誘電率47、導電率2.21 S/mであり⁽⁴⁾、それぞれの組織内部での波長は10 GHzを用いた実験とほぼ等価になる。そこでこれらの概念から図2に示すアプリーケータを一体化し、2.45 GHzにおいて、損失媒質の加熱について考察する。

4. レンズアプリーケータの実用化

2.45 GHzにおいて、図4に示されるように金属レンズを一体化したレンズアプリーケータを示す⁽⁵⁾。金属レンズはE面およびH面共に集束するタイプとした⁽⁶⁾。アプリーケータ内部には波長短縮および被加熱物との整合のための水を装荷している。水装荷により、アプリーケータの小型化と加温対象の表面冷却が実現される。金属レンズに至る導波管部は内部にシリコンオイルを装荷して小型化を図り、かつTE₁₀モードを効率良く金属レンズ部に導くことができる。試作したレンズアプリーケータを図5に示す。レンズアプリーケータの開口サイズは67.2 x 50.0 mm²であり、表面には水バックが設置され、冷却水の還流を行い加熱対象の表面冷却が実施される構造となっている⁽⁵⁾。

5. レンズアプリーケータを用いた加温システム

比較的局所の加温に対して、2.45 GHzを用いることが有効であるのに対して⁽⁶⁾⁽⁸⁾、加温領域はより深部の領域に広がるケースが多く、より低い周波数の利用が要求される。そこで、波長短縮後の人体組織内部において波長短縮後半波長が5 cm程度となる、430 MHz帯を用いたより深部加温の実現に向けた加温システムの開発を行った。加温システムの概要図を図6に示す⁽⁸⁾。実用化に至った加温システムを図7に示す⁽⁹⁾。

6. 結果

430 MHz帯で設計を施したレンズアプリーケータを使用して得られる放射電界特性から表面冷却を施し、最大温度を45°Cに制御したときの深度に対する温度分布について図8に示す⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾。図8に示す結果より、430 MHz帯を用いると、レンズアプリーケータの使用により、温度上限値を45°Cとしたとき、ハイパーサーミアに有効とされる42°C以上の温度領域は深さで70 mmを超える領域まで有効となることが

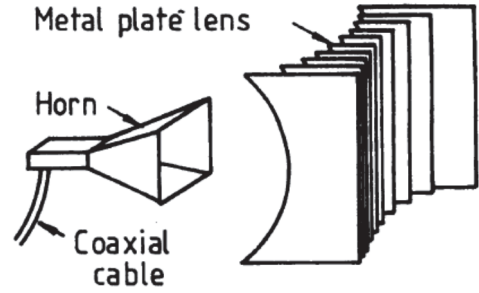
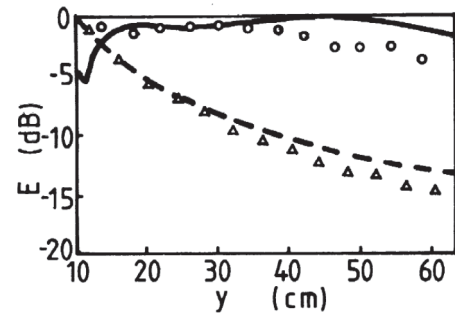
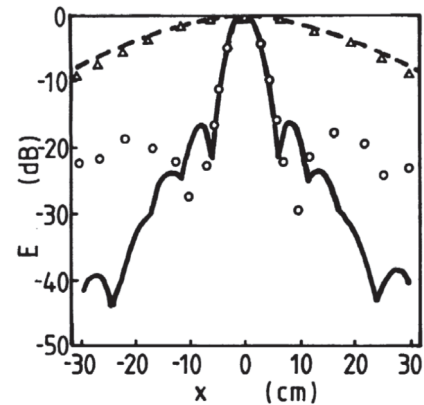


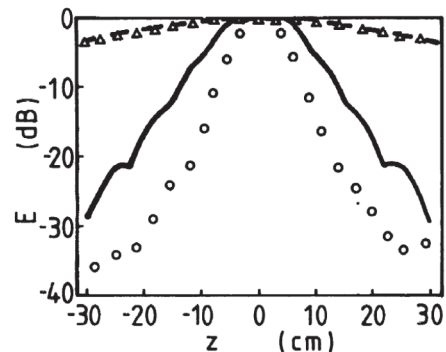
Fig. 2 Applicator with converging cylindrical microwave radiation.



(a) Axial line



(b) y = 400 mm, z = 0



(c) y = 400 mm, x = 0

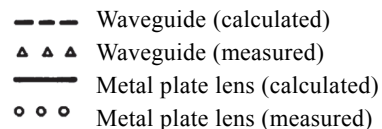
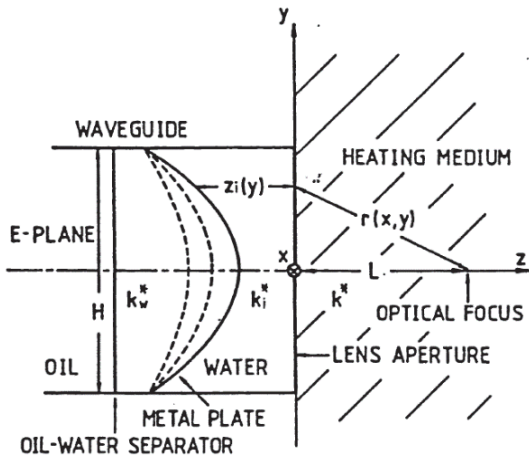
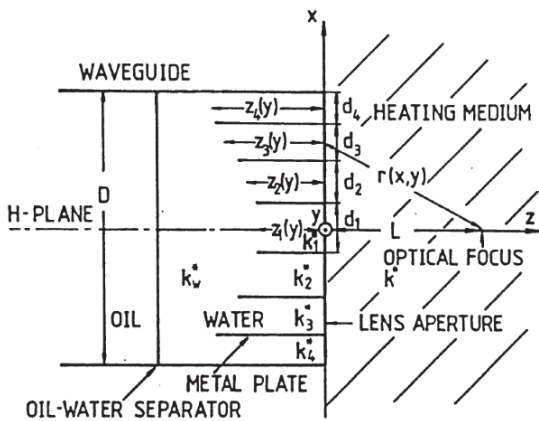


Fig. 3 Electric field distribution from different apertures.



(a) E-plane view



(b) H-plane view

Fig. 4 End view of both E- and H-plane converging lens applicator.

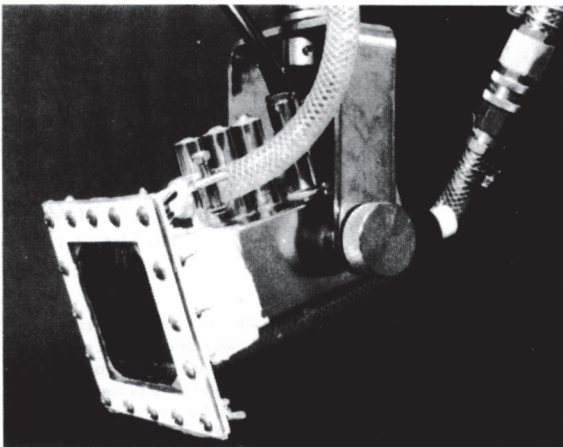


Fig. 5 General view of the lens applicator.

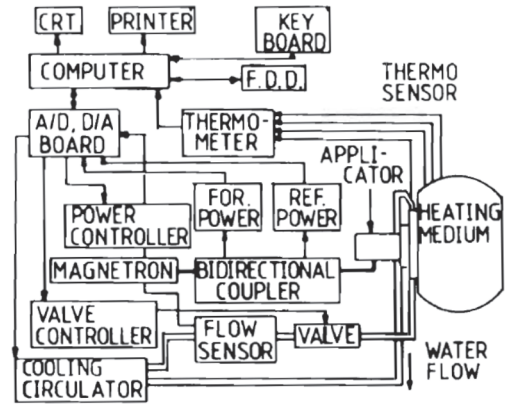
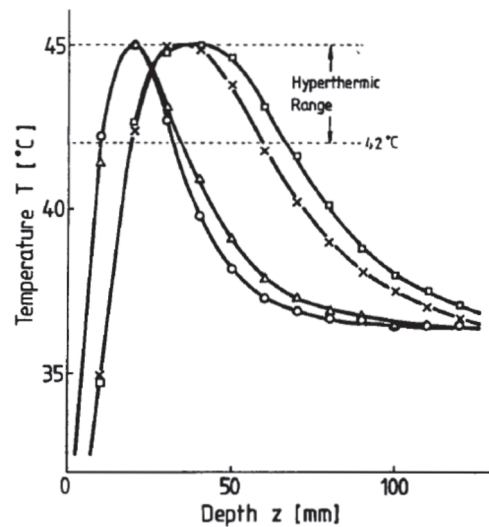


Fig. 6 Block diagram of heating equipment.



Fig. 7 Photo of heating system using lens applicator.



Focal length of the lens applicator:
 ○—○—○ no focus
 □—□—□ 69 mm
 △—△—△ 100 mm
 ×—×—× 126 mm.

Fig. 8 Temperature distribution in the model of human tissue using E-field distribution for valuable focal length⁽¹⁰⁾.

明らかとなった。レンズ作用がない場合すなわち焦点距離が無限大の設定においては、42°C以上の温度領域は深さで30 mm程度であることから、レンズ効果により2倍以上の深部加温が可能になった。また幾何学的焦点距離の変化から加温深度の制御が可能となることが明らかとなった。本方法は用いられる周波数を変化させることによっても幾何光学的焦点距離が可変できることから、同様の効果が得られることが明らかとなった。

7. まとめ

金属レンズを使用したマイクロ波の集束に関する検討を行い、マイクロ波集束を損失の大きな生体組織内部で実現することにより、より深部までの加温が実現できるハイパーサーミア治療のためのマイクロ波加温アプリケーションおよび加温システムの開発を行った。1980年に基礎調査から始めた研究が、理論的な裏付けを行い、自由空間での実験を経て、モデル実験、そしてアプリケーション・システムの試作動物実験に進み、効果的な結果を踏まえて、1985年にはメーカーによる試作機を用いた治療に進めることができ、その後1990年までに3施設において90症例の臨床に適用され認可に至った⁽¹²⁾。医療機器を開発し現場に持ち込み、実働させ、認可に至るまでには実に多くの人々の努力と協力が必要である。開発から実用に至るまでにチームが一体となって進めてゆかなければ実現することは難しい。その中でチームのメンバー一人ひとりがそれぞれの立場と責務を理解した上で協調して協力し努力することが必要であり、その結果は必ずメンバーそれぞれに多種多様な形でキャリアとしての実績が加わり評価される。実用化の過程で乗り越えた障害は自信につながり、メンバー同士の信頼が培われる。それぞれのプロジェクトを大切に、是非多くのことにチャレンジして頂きたい。

参考文献

- (1) Special Issue on Biomedical Application of RF/Microwave Technologies, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. 61, No. 5, 2013.
- (2) 平岡真寛, 田中良明, “[全訂]ハイパーサーミアマニュアル”, 日本ハイパーサーミア学会監修, 1999.
- (3) 二川, 宮下, 森, 菊地, 関谷, “ハイパーサーミアを目的とした局所加温用レンズ型アプリケーション”, 電子通信学会論文誌(B)分冊, Vol. J65-B, No. 12, pp.1539-1546, 昭和57年12月.
- (4) C.C. Johnson and A.W. Guy, “Nonionizing Electromagnetic Wave Effects in Biological Materials and Systems”, Proc. IEEE, 60, 6, pp. 692-718, 1972.
- (5) 二川, 菊地, 岩本, 森, “マイクロ波を用いた局所的ハイパーサーミアのための集束形導波管アプリケーション”, 電子通信学会論文誌(B)分冊, Vol. J66-B, No.8, pp.1035-1042, 昭和58年8月.
- (6) 二川, 勝又, 菊地, 森, “マイクロ波による深部局所ハイパーサーミアのためのE, H両面集束レンズアプリケーション”, 電子通信学会論文誌(B)分冊, Vol. J69-B, No.1, pp. 88-95, 昭和61年1月.
- (7) Y. Nikawa, M. Kikuchi and S. Mori, “Development and Testing of a 2450-MHz Lens Applicator for Localized Microwave Hyperthermia”, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-33, No. 11, pp. 1212-1216, Nov. 1985.
- (8) Y. Nikawa, Y. Takahashi, M. Kikuchi and S. Mori, “A Heating Depth Changeable Applicator for Microwave Hyperthermia at 433 MHz”, Medical & Biological Engineering & Computing, International Union for Physical and Engineering Science in Medicine, Vol.23, Part 2, pp.1198-1199, 1985.
- (9) Y. Nikawa, H. Watanabe, M. Kikuchi and S. Mori, “A Direct-Contact Microwave Lens Applicator with a Microcomputer- Controlled Heating System for Local Hyperthermia”, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-34, No. 5, pp. 626-630, May. 1986.
- (10) Y. Nikawa, T. Katsumata, M. Kikuchi, S. Mori, “An Electric Field Converging Applicator with Heating Pattern Controller for Microwave Hyperthermia”, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-34, No. 5, pp. 631-635, May. 1986.
- (11) Y. Nikawa, M. Kikuchi, T. Terakawa and T. Matsuda, “Heating System with a Lens Applicator for 430 MHz Microwave Hyperthermia”, International Journal of Hyperthermia, Vol. 6, No. 3, pp. 671-684, 1990.
- (12) 菊地, 松田, 田中, 高橋, 森田, 金子, 二川, “電波レンズ型430 MHzマイクロ波加温装置HTS-100の開発と治療成績”, 第29回日本ME学会大会, 医用電子と生体工学, 第28巻特別号, p. 175, 1990.