

学会賞受賞記念



マイクロ波の医療分野における応用技術の開発と実用化

Development and Implementation of Microwave Application Techniques in the Medical Field

国士舘大学 理工学部 理工学科 人間情報学系 二川佳央

Human Informatics Course, Faculty of Science and Engineering,

Department of Science and Engineering, Kokushikan University, Yoshio Nikawa

〒154-8515 東京都世田谷区世田谷 4-28-1

e-mail: nikawa@kokushikan.ac.jp

1. はじめに

マイクロ波エネルギーは選択性, 効率, 安全性等の点から, 近年医療分野における加熱をはじめとする分野で広く用いられている^[1]。マイクロ波を放射するアプリケーションのサイズや媒質による波長短縮効果を利用することにより, 実用に際して幾何光学的な設計が有効となりうる。本稿では, 癌組織のためのマイクロ波ハイパーサーミアを目的とし, 患部への集中したエネルギー照射が可能なる, レンズアプリケーションとそのシステムについて概説する。

2. 理論

平行金属版媒質中に金属面と E 面が平行な入射波に対する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_{in} とすると, 式(1)が得られる。

$$n = \frac{k_{in}}{k} = \sqrt{1 - \left(\frac{\lambda}{2a}\right)^2} \quad (1)$$

但し, 金属板媒質外部の伝搬定数を k , 波長を λ とする。式(1)より, 図 1(a)に示す直交座標系で点波源から平面波に変換するためのレンズの入射面の形状は入射側の焦点距離を L とすると式(2)で示される条件を満たすレンズの入射面形状を決定し設計することができる。

$$\frac{[y - nL/(1+n)]^2}{L^2/(1+n)^2} + \frac{x^2 + z^2}{(1-n)L^2/(1+n)} = 1 \quad (2)$$

次に, 平面波変換後に集束を行うためのレンズの放射面の形状は図 1(b)に示す直交座標系を参照して式(3)に示される。

$$\frac{[y' - nL/(1+n)]^2}{L^2/(1+n)^2} + \frac{x'^2 + z'^2}{(1-n)L^2/(1+n)} = 1 \quad (3)$$

これらの幾何光学的な設計により, 金属板を使用したレンズの幾何工学的な設計が可能となる^[2]。

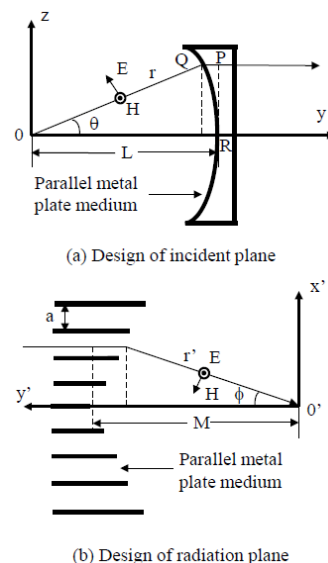


図1 レンズの幾何光学的設計

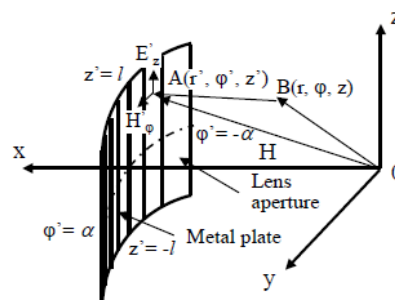


図2 レンズ開口面の座標配置

等位相面が規定できる条件で使用可能な幾何工学的な設計により、アプリケーションの初期値を得た後に、生体組織のマイクロ波領域における損失および、波長等を含めた条件を考慮した波動工学的な取り扱いにより、最適化を実施する^{[3][5]}。図2にはレンズ開口面からKirchhoff-Huygensの原理により開口面から分布する電磁界を得るための座標配置を示す。図2に示す座標配置により、任意の位置における電界は式(4)によって示され、これからSARを求めることが可能となる。

$$E(r, \varphi, z) = j \frac{k}{4\pi} \int_{-a}^a \int_{-a}^a E'_z G \frac{1}{R} \left[\frac{\eta}{\eta'} \frac{P^2}{R} + [r' - r \cos(\varphi' - \varphi)] \right] r' d\varphi' dz' \quad (4)$$

但し、

$$P = \sqrt{r^2 + r'^2 - 2rr' \cos(\varphi - \varphi')}$$

$$R = \sqrt{P^2 + (z - z')^2}$$

$$G = \exp(-jk_0 R) / R$$

η は金属板媒質内部の波動インピーダンス、 η' は媒質の波動インピーダンスである。

3. レンズアプリケーションの特性

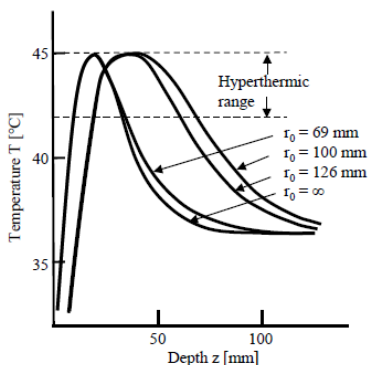


図3 幾何光学的焦点距離に対する温度分布

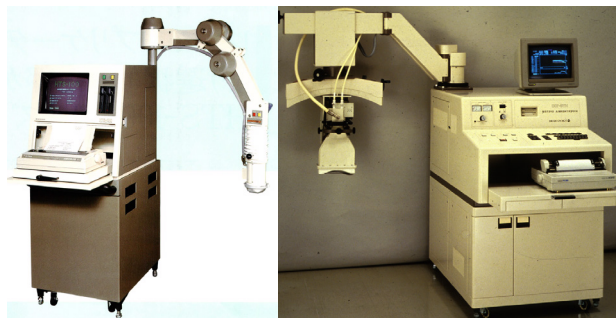
図3には430 MHzで設計したレンズアプリケーションを用いた生体内電磁界解析結果を基に血流を考慮した温度分布シミュレーション結果を示す^[6]。深度方向に対する温度分布を、設計時の幾何光学的焦点距離に関係づけることで治療計画を立案が可能となる^[7]。

4. レンズアプリケーションを用いたシステムの実用化

図4はレンズアプリケーションを使用して実用化したハイパーサーミア用マイクロ波加温システムを示す。(a)は2.45 GHz、(b)は430 MHzの周波数を用いたシステムである。アプリケーション開口面には水バックを配し、インピーダンスマッチングを図っている。

5. 治療成績

表1には430 MHzのレンズアプリケーションを用いた臨



(a) 2.45 GHz 加温システム (b) 430 MHz 加温システム

図4 実用化したレンズアプリケーションシステム

表1 患部の深度に対する治療効果

Tumor depth [cm]	CR	PRa	PRb	NR	NE	Total
-1.9	12 (67%)	1 (6%)	3 (17%)	2 (10%)		18
2.0-2.9	12 (41%)	8 (28%)	6 (21%)	2 (7%)	1 (3%)	29
3.0-3.9	1 (6%)	8 (47%)	5 (29%)	1 (6%)	2 (12%)	17
4.0-4.9	7 (54%)	2 (16%)	2 (16%)	1 (7%)	1 (7%)	13
5.0-	2 (13%)	6 (37%)	6 (37%)	2 (13%)		16
Total	34 (37%)	25 (27%)	22(24%)	8 (8%)	4 (4%)	93

床応用における治療成績について、患部の深度に対する治療効果を示す。5cmまでの深さの患部に対して一部縮小を含めて88%の効果が認められた。

6. まとめ

マイクロ波ハイパーサーミアを目的としたレンズアプリケーションの設計と実用化について概略をまとめた。

本稿ではマイクロ波の熱効果を利用した治療技術の一例を紹介した。今後は非熱効果を含めた更なるマイクロ波応用技術の医療分野への貢献が期待される。

参考文献

- [1] 篠原編集, "医用治療機器学," 医歯薬出版株式会社, 2008.
- [2] 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," 信学論, J65-B(12), pp. 1539-1546, 1982.
- [3] Y. Nikawa, M. Kikuchi and S. Mori, "Development and Testing of a 2450-MHz Lens Applicator for Localized Microwave Hyperthermia", IEEE Trans., MTT-33(11), pp. 1212-1216, 1985.
- [4] 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., MTT-34(5), pp. 626-630, 1986.
- [5] Y. Nikawa, T. Katsumata, M. Kikuchi and S. Mori, "An Electric Field Converging Applicator with Heating Pattern Controller for Microwave Hyperthermia", IEEE Trans., MTT-34(5), pp. 631-635, 1986.
- [6] 菊地, 二川, 吉田, 有岡, 高塚, 松田, "電波レンズ型430 MHzマイクロ波加温装置の開発に関する研究(第II報) -実用的加温システム(HTS-100)の試作・開発-", 日本ハイパーサーミア学会誌, 4(2), pp.163-172, 1988.
- [7] T. Matsuda, S. Takatsuka, Y. Nikawa and M. Kikuchi, "Heating Characteristics of a 430 MHz Microwave Heating System with a Lens Applicator in Phantoms and Miniature Pigs", Int. J. Hyperthermia, 6(3), pp.685-696, 1990.