原 著

電波レンズ型 430MHz マイクロ波加温装置の

開発に関する研究 (第 I 報)

—電波レンズ型アプリケーションの開発—

二川佳央¹⁾ 菊地 眞²⁾ 寺川隆成³⁾吉田 翼³⁾ 松田忠義⁴⁾

1) 防衛大学校・電気工学教室

2) 防衛医科大学校・医用電子工学講座

3) 東京計器

4) 東京都立駒込病院・放射線科

Development of 430MHz Microwave Heating System by Using Lens Applicator (I)

—Development of Lens Applicator—

Yoshio Nikawa¹⁾, Makoto Kikuchi²⁾, Takanari Terakawa³⁾Tasuku Yoshida³⁾, Tadayoshi Matsuda⁴⁾

1) Department of Electrical Engineering, National Defence Academy

2) Department of Medical Engineering, National Defense Medical College

3) Tokyo Keiki Co., Ltd.

4) Department of Radiation Therapy, Tokyo Metropolitan Komagome Hospital

Abstract

A new type of applicator for microwave local hyperthermia, which can penetrate the electromagnetic energy deeper in lossy dielectric medium than a conventional waveguide applicator, has been developed. This applicator, which consists of an integrated waveguide array, whose aperture size is 212mm × 80mm is operated at 430MHz. A water bag is attached on the aperture to perform the body surface cooling. Furthermore, the applicator can be filled with water as a dielectric material, and it becomes compact in size and the impedance matching to the directly contacted is improved. This applicator has the movable metallic plates, which are set inside the applicator, to control the phase of the electromagnetic field in the aperture and it can control the heating pattern and change the depth of the tissues within the hyperthermic temperature. The radiated field distributions of this applicator were measured in a saline solution, and it was confirmed that the temperature distribution in hyperthermic range was performed in to the double portion comparing the heating by a conventional waveguide applicator. The results of the theoretical analysis and heating experiments with phantom model show that the maximum depth of heating by this newly developed applicator is approximately 60mm below the surface.

Key Words :

温熱療法	Hyperthermia
局所加温	Local heating
430MHz マイクロ波加温	430MHz Microwave heating
電波レンズ型アプリケータ	Lens applicator

要 旨

マイクロ波を用いた局所温熱療法における加温用アプリケータとして、従来から用いられてきた導波管型アプリケータに比して加温深度の大きな電波レンズ型アプリケータの実用化を試みた。加温に用いる周波数は 430MHz であり、電波レンズ型アプリケータの開口の大きさは 212mm×80mm である。アプリケータの開口面には、脱着容易な水バッグが一体化して装着されており、表面冷却が行われる。さらに、内部には冷却水が循環しており、これによりアプリケータが小型化されると共に、加温媒質とのインピーダンス整合がとられる。なお、アプリケータ内部に挿入された金属板は可動できるよう工夫されており、これにより焦点距離すなわち加温深度が変化でき、加温パターンも変化できる構造となっている。

従来から用いられている導波管型アプリケータと共に放射電界強度の実測を行った結果、導波管型アプリケータに比べて2倍程度の深さまで加温の範囲が広がることが判明した。理論解析結果およびファントム加温実験から今回試作・開発した電波レンズ型アプリケータを用いると、ハイパーサーミアに有効な温度範囲は深さ約 60mm となった。

1. はじめに

電磁波を用いて癌の患部を誘電加熱したり、あるいはジュール損による発熱で加温することにより癌治療を行ういわゆる電磁波ハイパーサーミア治療では、生体深部でかつ局所が加温出来る方法を開発することが強く望まれている。300MHz 以上の電磁波（マイクロ波）を用いた加温では、生体内における波長が数 100mm 以下となり、原理

的には生体内部に電磁波エネルギーを局所的に集中できる。しかし、この領域においては電磁波の浸透深度は筋肉媒質内部でほぼ 30mm 以下となり、体表面を過度に温度上昇させることなく、深部加温を行うことが難しくなる。マイクロ波領域で単一あるいは複数のアプリケータを用い、より深部の加温を実現する試みがこれまでになされてきた¹⁻⁷⁾。一般に深部加温を実現するには、複数のアプリケータを用いたアレイ構造にして加温を行なうことが有効であるが、給電方法が複雑になったり、アプリケータの装着が難しくなるなど問題点が多い。

本研究では、単一のアプリケータで電磁波集束作用を有する実用的な電波レンズ型アプリケータを試作・開発したので、その設計法、解析法並びに解析結果と実験結果について報告する。

2. 研究方法

2-1. 電波レンズ型アプリケータの原理及びその設計理論

凸レンズにより光波が集束出来ることはよく知られている。物理的には、マイクロ波のような電磁波も光波や音波と同様に波として取り扱うことが可能であり、したがってマイクロ波をある程度集束させることが可能である。電磁波を集束させる手法としてはいくつか考えられるが、筆者らはその中で最も基本的な電波レンズ（導波管レンズ）に着目した。図1は電波レンズの基本的原理を示したものである。導波管の中では電磁波エネルギーの伝わる速度（群速度）は自由空間におけるよりもゆっくりと進む。一方、電磁波の波の山そのもの（位相速度）に着目すると、これとは逆に速く進行する。すなわち波そのものの位相速度

図1 電波レンズ型アプリーケータの原理

は速まることになる。図1に示したように長方形の導波管を適当な長さに切って積み上げ(図1(a)),波面の平らな電磁波が左方向から入って右へ出てゆくことを考える(図1(b))。導波管内部における波の速度は外より速いため(図1(b)では導波管内の波長 λ_G が λ_0 に比べて長くなっていることで示した),電磁波が導波管の集合を離れるときには波面が下側に傾くことになる。すなわち図1(a)のような構造にすれば,電磁波に対してプリズム

のような作用を及ぼすことになる。なお,長方形導波管の場合には,位相速度が速いという事は導波管の上下の管壁の存在に関係なく生じる。そこで電波レンズを作成する場合には図1(c)に示すように上下の管壁を取り外した導波管,すなわち金属板を並行に並べることにより製作する。なお,図1(b)から明らかなように電波レンズは周辺部分ほど厚く(距離が長く),中心部分が薄い凹レンズ状となり,光波に対して集束作用をもつ凸レンズの形状とは正反対になる。

さて,今回試作・開発したハイパーサーミア用電波レンズ型アプリーケータの概要図を図2に示す。アプリーケータは基本的には導波管構造を有する直接接触型であり,内部に小型化と表面冷却用及び生体組織のインピーダンス整合を兼ねた水が

図2 430MHz 電波レンズ型アプリーケータの概要図

充填されている。外部に取り付けられた恒温槽とポンプにより,アプリーケータ内部に一定温度の水が供給される。電波レンズ型アプリーケータは媒質に減衰がないと仮定したときに,アプリーケータから放射される電磁波が電界面(E面)および磁界面(H面)の両面で集束するように前述した原理にもとづいて設計されている。アプリーケータのH面($x-z$ 面)およびE面($y-z$ 面)に沿った詳細な断面図を図3に示す。E面におけるマイクロ波の集束作用は図3(a)に示す如く導波管内に挿入された金属板の端面が凹レンズ状に形成されて

いることにより生じる。また、H面における集束作用は図3(b)に示すよう挿入された金属板の長さが異なることにより生じる。

図3 430MHz 電波レンズ型アプリータのE, H面に沿った断面図

(a) E面断面図 (アプリータを横から見た方向)

(b) H面断面図 (アプリータを上から見た方向)

なお、導波管内に挿入する金属板の形状、寸法および位置は以下の(1)~(3)式が満たされるようにして設計できる。すなわち、水が充填されたアプリータ内部にE面と平行に間隔 d_i の金属板が複数枚配置されているとする。水の中での電磁波の波長を λ_w とすると、金属板で囲まれた領域を

通過する電磁波は、 d_i が $\lambda_w/2 < d_i < \lambda_w$ を満たす範囲で伝搬モードが TE_{10} となり、この範囲で伝搬定数 k_i^* は次式によって表される。

$$k_i^* = \sqrt{\omega^2 \mu (\epsilon' - j\epsilon'') - \left(\frac{\pi}{d_i}\right)^2} \quad (1)$$

ここで ω は電磁波の角周波数、 μ は水の透磁率 ($=\mu_0$) である。

さらに、導波管内部に設置される金属板の形状および位置は、式(2)および(3)を満足するように決定される。

$$\begin{aligned} & \operatorname{Re}(k_w^*) z_i(0) + \operatorname{Re}(k^*) r(x, 0) \\ &= \operatorname{Re}(k_w^*) z_i(0) + \operatorname{Re}(k_w^*)(z_i(0) - z_i(0)) \\ & \quad + \operatorname{Re}(k^*) L \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} & \operatorname{Re}(k_w^*)(z_i(y) - z_i(0)) + \operatorname{Re}(k^*) L \\ &= \operatorname{Re}(k_w^*)(z_i(y) - z_i(0)) + \operatorname{Re}(k^*) r(x, y) \end{aligned} \quad (3)$$

但し、 k_w^* は水が充填された導波管部の伝搬定数、 k^* は加温媒質の伝搬定数であり、 $r(x, y)$ は図3に示すように幾何工学的焦点より開口面 (x, y) までの距離である。

2-2. 放射電界分布の解析

電波レンズ型アプリケーションは幾何工学的設計理論により設計されるが、加温時における媒質内部の電界分布は波動理論から求めなければならない。加温対象となる生体のような媒質は皮膚の下に誘電率の異なる脂肪と筋肉などの媒質が複雑に分布しているが、マイクロ波領域での電磁波の減衰は筋肉によるものが支配的になり、したがって筋肉媒質内での発熱分布を考慮することが重要である。ここではまず筋肉の一層の媒質を考え解析を進めた。

アプリケーション開口面からの電界分布は、Kirchhoff-Huygensの原理から、放射近傍領域での (x, y, z) 点において次式のように求められる⁸⁾。

$$E(x, y, z) = j \frac{k^*}{4\pi} \iint_s E' G \left[\frac{\eta}{\eta'} \left[\frac{(X-X')^2 + Z^2}{r^2} \right] + \frac{Z}{r} \right] ds \quad (4)$$

但し

$$r = \sqrt{(x-x')^2 + (y-y')^2 + z^2} \quad (5)$$

$$G = \frac{e^{-jk^*r}}{r} \quad (6)$$

ここで、 η および η' は加温媒質および導波管内部の波動インピーダンスであり、 E' はアプリケーション開口面上の電界分布である。式(4)において、放射電界の z 成分のみを考えているのは、電界の x, y 成分は放射近傍領域において z 成分に比べて小さく、加温においては z 成分以外の電界は問題にならないからである。

筋肉内部の電界分布を計算する際、導波管アプリケーションを用いた場合の電界分布の解析では、開口面上での E' の分布が基本的な TE_{10} モードで励振されていると考慮し、さらに電波レンズ型アプリケーションを用いた場合の電界分布の解析では、レンズ型アプリケーションの開口面上での E' の分布はレンズを形成する各金属板で囲まれたゾーン一つ一つに TE_{10} モードが式(2)および式(3)から得られる位相だけ異なっていると考慮して計算を行なった。

2-3. 温度分布の解析

ハイパーサーミア加温は長時間にわたり、さらには血流の変化から、一般的には生体内部の電界分布すなわち発熱分布がそのまま温度分布にはならない。そこで、得られた電界分布から発熱分布を得て、この結果を基本的な熱輸送方程式に代入することにより解析的に温度分布を得て、アプリケーションの良否を判定する必要がある。生体モデル内部の温度分布は一般に次に示す熱輸送方程式で表すことができる。

$$\frac{\partial}{\partial t} \rho c T = q + r \nabla^2 T - V_s (T - T_0) \quad (7)$$

但し、 q は加温モデル内の発生熱、 γ, ρ, c, T はそれぞれモデルの熱伝導率、密度、比熱、温度であり、ここでは $\gamma = 0.0013 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$ 、 $\rho = 1.0 \text{ g/cm}$ 、 $c = 0.86 \text{ cal/g} \cdot ^\circ\text{C}$ を採用した⁹⁾。また F は組織血流量、 ρ_b, c_b, T_b はそれぞれ血液の密度、比熱、温度である。血流を考慮した解析では、血流項 $-F\rho\rho_b c_b$ を V_b として、生体の平均的な値である $0.00186 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$ を採用した¹⁰⁾。加温実験で用いたモデルは、生体の筋肉を模擬したものであり、血流は存在しない。そこで血流項 V_b を零とした式を用い、式(4)による電界計

算結果で求められる電界 E の分布から、発熱分布 $g (= \omega \epsilon'' |E|^2 / 2)$ を計算し、これを式(7)に代入することによりモデル内の温度分布の解析を行った。

3. 研究結果

3-1. 電界分布

430MHz を用いた電波レンズ型アプリータ開口面からの電界分布を金属板の位置を移動させ焦点距離を変化させたときの電界分布の変化について実測した。ここではまず、十分に広い水槽中に生体を模擬した 0.2% の食塩水を満し、水中に

おいてアプリータより 430MHz マイクロ波を放射して、微小ダイポールアンテナを $x-y$ ステージで移動させて各位置における電界強度を測定した。結果を図 4(a), (b), (c) に示す。また深さ方向 (z 軸方向) における電界分布を図 5 に示す。図 5 から、430MHz の電波レンズ型アプリータを用いると、生体モデルの内部に電界を集束できることがわかる。また、このアプリータは同じ大きさの開口を有する単純な導波管型アプリータ (図 5 で $r_0 = \infty$ に対応する) に比べ、深部に向かっての電界の減衰を小さくすることができることもわかる。

図 4 (a) 生体模擬媒質内部での電波レンズ型アプリータ開口面からの電界分布測定結果 (430MHz, 焦点距離 $r_0 = 69\text{mm}$)

図 4 (b) 生体模擬媒質内部での電波レンズ型アプリケーションタ開口面からの電界分布測定結果 (430MHz, 焦点距離 $r_0=100\text{mm}$)

図 4 (c) 生体模擬媒質内部での電波レンズ型アプリケーションタ開口面からの電界分布測定結果 (430MHz, 焦点距離 $r_0=126\text{mm}$)

図5 アプリケータ開口面から深さ方向の電界強度分布

3-2. 温度分布

2-2で述べた電磁波分布の解析法と2-3で述べた温度分布解析法を用いて筋肉モデル内部の温度分布を求めた。解析結果を図6に示す。図6は血流を考慮したシミュレーション結果であり、初期温度と血流の温度は 36.5°C 、表面冷却温度は 15.0°C とした。また、モデル内部の血流は一定とした。焦点距離 r_0 を 69, 100, 126mm と変化させることにより、深さ方向の温度分布を変化させることができる。焦点距離 r_0 が無限大の場合は、導波管による加温と同じ条件であるから、図6の結果から、電波レンズ型アプリケータを用いた場合、従来の導波管型に比べ加温範囲は2倍程度深くなることがわかる。さらに癌部の血流が正常組織に比べ少ないという報告から¹¹⁾、癌部の血流を正常組織の $1/4$ にして同様にシミュレーションを行なった結果を図7に示す。図7からわかるように、430MHz の電波レンズ型アプリケータを用いて加温媒質内部の最高温度を 45.0°C としたとき、ほぼ 60mm 程度の深さまでハイパーサーミア温度 (41.0°C) に加温できることが判明した。

図6 電波レンズ型アプリケータの焦点距離の違いによる生体モデル内の温度分布

図7 血流量の異なる癌組織を考慮した場合の電波レンズ型アプリケータによる加温特性

3-3. 実用的電波レンズ型アプリケータの試作

430MHz の実用的電波レンズ型アプリケータの開口面の大きさは $212\text{mm} \times 80\text{mm}$ である。このアプリケータは同軸給電型であり、同軸線によって給電された電磁波はアプリケータ内部で同軸導波管変換される。アプリケータ内は給電部から水が充填されており、波長短縮による小型化、およびこの導波管内部に取り付けられるレンズ部との整合の向上が計られている。また、金属板に至るまでの区間はテーパ状の導波管が取り付けられており、給電点で TE_{10} モードが効率良く伝搬されるように設計されている。一方、アプリケータの開口面には脱着容易な一体型の水バッグが装着されており、直接接触する加温媒質の表面を効率良く冷却することができ、レンズ内部にも冷却水が循環する構造となっている。

開発した電波レンズ型アプリケータは臨床応用に適するように可動自在なアーム（加温装置 HTS-100 本体）に取り付けられている。加温装置本体に取り付けられたレンズ型アプリケータの写真を図 8 に示す。

図 8 430MHz 電波レンズ型アプリケータの外観

4. 考 按

以上本研究においては、マイクロ波加温の性能をより一層向上させることを目指して、アプリケータから放射させるマイクロ波のエネルギーがなるべく発散させずにむしろ集束作用を期待する電波レンズ型アプリケータを研究、開発した。2-1の電波レンズ型アプリケータの原理で述べたように、電波レンズ型アプリケータは、いわゆるマルチプルアプリケータの変形としてとらえることができよう。これらの詳細については文献¹²⁾に詳しく記述されているのでここでは省略するが、マルチプルアプリケータの場合には平面波照射の場合と比較してもなお加温深さで 50% 程度上廻っていることが示されている。しかしながら、マルチプルアプリケータの場合では、各素子毎に給電部を要することや、各素子毎に表面冷却用の水路を設けなければならないこと、さらには複数個のアプリケータを患者に適切に装着することが困難なことなど、実用化に際してはいくつかの問題点を有していた。これらの欠点を一体化することで克服したのが電波レンズ型アプリケータであり、装置の簡略化や操作性を確保しながらマルチプルアプリケータと同等の加温特性が得られている。

一般的にマイクロ波加温の特色としては、(i) 局所加温が可能なこと、(ii) 骨、脂肪層の発熱が少ないこと、(iii) 加温分布がほぼアプリケータの形状および仕様により決定されること、(iv) 発熱効率が良いこと、(v) 表在性腫瘍に対して比較的加温が容易に行なえること、(vi) RF 加温に比べて装置が小型なことなどが挙げられるが¹³⁾、反面マイクロ波エネルギーは筋肉層での減衰が大きく深部の加温が出来ないなどの欠点がある。これまでも上述した利点に注目して表在性腫瘍の加温を対象としたマイクロ波加温用アプリケータが種々研究されているが、いわゆるマルチプルアプリケータでない単一型アプリケータとして、今回研究・開発された電波レンズ型アプリケータの加温特性に匹敵する性能を示すものは見当たらない。

ハイパーサーミアに用いられるマイクロ波のうち、最もエネルギー深達性の高い（すなわち周波

数がより低いもの)と思われるものとして現状では 430MHz 帯が用いられているが、この付近の周波数のマイクロ波を用いた加温用アプリケーションとしては電波レンズ型アプリケーションが最適と思われる。

なお、実用上の観点から今回試作したアプリケーションの開口が 212mm×80mm と比較的広く、広範囲の腫瘍の加温用には適するが、頸部や鼠径部など起伏のはげしい部位では皮膚との密着性に問題が生じる。この点を考慮して図2に示したように金属板が3枚挿入された“四開口アプリケーション”の他に、金属板を1枚のみ挿入した“二開口アプリケーション”も試作・開発した。二開口で 100mm×50mm と小開口となり、皮膚への密着性は一段と向上する。なお、二開口アプリケーションの加温特性については第Ⅲ報にて報告する¹⁴⁾。

5. 結 論

430MHz の周波数についてマイクロ波ハイパーサーミア用電波レンズ型アプリケーションの研究・開発について述べた。実用化したレンズ型アプリケーションは従来の導波管アプリケーションに比べ、より深部を加温できることが理論解析および実験結果から明らかとなった。このことは従来まで一般に電磁波を用いた加温範囲は浸透深度程度であると考えられていたのに対し、適当なアプリケーションを開発することにより浸透深度の2倍程度の深さまで加温が可能となることを示唆するものである。

特に 430MHz を用いた場合には、電波レンズ型アプリケーションを用いると従来の導波管に比べ、加温範囲は2倍程度深くなることが解る。さらに腫瘍部の血流が正常組織に比べて $\frac{1}{4}$ 程度と仮定すると、最大温度を 45.0°C としたとき、60mm 以上の深さまでハイパーサーミア温度 (41.0°C) に加温できることが判明した。なお、430MHz の周波数では、マグネトロン等を用いることができないため発振器や加温装置の構造は多少複雑になるが、より深部をマイクロ波により加温するためにはこの程度の低い周波数のマイクロ波を使用することが必要である。今回試作・開発した電波レンズ型

アプリケーションは、表在性のみならず浅在性腫瘍をも加温出来るため、臨床用マイクロ波加温アプリケーションとしては最適であろう。

謝 辞

本研究を進めるにあたり慶応義塾大学理工学部・森真作教授及び同研究室の諸氏、並びに防衛大学校電気工学教室・岡田文明教授に多大なる御助言、御助力を頂いた。ここに記して深甚なる謝意を表したい。なお、本研究の一部は厚生省がん研究助成金 (昭和 59 年度～ 61 年度 59-5 (松田班))、及び文部省科学研究費 (昭和 61 年度 (試験研究(B)) 60850079) を受けて行われた。

なお、本文の一部要旨は第4回日本ハイパーサーミア学会 (昭和 62 年 10 月・米子) において発表した。

6. 参考文献

- 1) Kantor, G. : Evaluation and survey of microwave and radiofrequency applicator, *J. Microwave Power*, Vol. 16, No. 2, pp. 135-150, 1981.
- 2) Johnson, R. H., James, J. R., Hand, J. W., Hopewell, J. W., Dunlop, P. R. C. and Dickinson, R. J. : New lowprofile applicators for local heating of tissues, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-31, pp. 28-37, 1984.
- 3) Turner, P. F. : Regional Hyperthermia with an annular phased array, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-31, pp. 106-114, 1984.
- 4) Gee, W., Lee, S. W., Bong, N. K., Cain, C. A., Mittra, R. and Magin, R. L. : Focused array hyperthermia applicator ; Theory and experiment, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-31, pp. 38-46, 1984.

- 5) Turner, P. F. : Hyperthermia and inhomogeneous using an annular phased array, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, Vol. MTT-32, pp. 874-882, 1984.
- 6) 二川佳央, 菊地眞, 岩本正伸, 森真作 : マイクロ波を用いたハイパーサーミアの為に集束型導波管アプリケータ, 電子通信学会論文誌(b)分冊, Vol. J66-B, No. 8, pp. 1035-1042, 1983.
- 7) Nikawa, Y., Kikuchi, M. and Mori, S. : Development and testing of a 2450MHz lens applicator for localized microwave hyperthermia, *IEEE Trans. Microwave theory tech.*, Vol. MTT-33, pp. 1212-1216, 1985.
- 8) 二川佳央, 宮下照雄, 森真作, 菊地眞, 関谷富男 : 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タ, 電子通信学会論文誌(b)分冊, Vol. J65-B, No. 12, pp. 1539-1546, 1982.
- 9) Ho, H. S., Guy, A. W., Sigelmann, R. A. and Lehmann, J. F. : Microwave heating of simulated human limbs by aperture sources, *IEEE Trans. Microwave Theory & Tech.*, Vol. MTT-19, pp. 224-231, 1971.
- 10) Kritikos, H. K. and Schwan, H. P. : Potential temperature rise induced by electromagnetic field in brain tissue, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-26, pp. 29-34, 1979.
- 11) Sterzer, F. et al. : RF therapy for malignance, *IEEE Spectrum*, pp. 32-37, 1980.
- 12) Hand, J. W. and James, J. R. : Physical Techniques in Clinical Hyperthermia, pp. 133-138, *Research Studies Press. England*, 1986.
- 13) 菊地眞, 根岸直樹 : マイクロ波加温, 阿部光幸他編, 放射線医学大系, 特別巻3, ハイパーサーミア, 中山書店, 東京, pp. 62-74, 1987.
- 14) 松田忠義, 吉田翼, 有岡孝則, 二川佳央, 菊地眞 : 電波レンズ型 430MHz マイクロ波加温装置の開発に関する研究 (第III報) -装置の加温特性-, 日本ハイパーサーミア誌, 投稿中, 1988.