原 著

マイクロ波による生体深部加温の一方式

梅原 忠利

中央大学理工学部 電気工学科

A New Method of Deep Regional Hyperthermia by Microwaves

Tadatoshi Umehara

Faculty of Science and Engineering, Chuo University, Tokyo, 112 Japan

Summary

In order to heat a deep regional tumor, it was proposed to use a converging spherical microwave generated by four reflectors composed of both a paraboloid and hyperboloid. A spherical dynamic phantom, which contains three vinyl pipes perfused with cooling water, was set at the center of this device and heated by a converging spherical microwave. Temperature rise was localized in the vicinity of center after the steady states were reached, and this steady state temperature distribution was almost consistent with the theoretical analysis. It became clear that effective heating for a human deep tumor may be accomplished by this method.

Key Words:

マイクロ波加温	Microwave heating
生体深部加温	Deep regional hyperthermia
定常温度分布	Steady state temperature distribution
ダイナミックファントム	Dynamic phantom

1. はじめに

RF を用いる方式は生体を一様に加温し、腫瘍と正常組織の血流量の差による温度上昇の差を利用して、生体深部の腫瘍を正常組織より高い温度に加温しようとするものであるが、電極付近や脂肪層を過熱するし、目的以外の思わぬ所にホットスポットを生じる等のことがあり、⁽¹⁾⁽²⁾ これらの欠点を除去する努力がなされている。一方マイクロ波は集中加温に適しているが、周波数が高いので生体内部に深くは入らないから、表在性腫瘍の加温に限られている⁽³⁾。正常組織をできるだけ加温せずに、生体深部腫瘍のみ必要温度に加温する方法の開発が現在望まれている。

この目的を達成する方法として、回転楕円、双曲面を組合せた反射鏡を4個使い、2450MHzのマイクロ波の収束球面波を近似的に作り、生体深部の小範囲を点状に加温することを試みた。又毛細管の血流による冷却を模擬して、細いビニールパイプを3本並列にして冷却水を流した球形のダイナミックファントムを製作して用いた。温度上昇分布の理論値と実験値とはかなりよく一致する結果を得たので報告する。

2. 加温装置の概要

周波数は2450MHzを用いることとして、生体内

部に点状に電磁波を集中するために、回転楕円面と双曲面を組合せた Fig.1 を用いる。C, C' は楕円面の, C, C₁ は双曲面の焦点であり C' は両者に共通である。従って C₁ に置いた半波長ダイポー

Fig.1 Block diagram of the fundamental antenna

ルからの電波は四分の一波長の巨離に置かれた円形反射板により反射されて、双曲面の方にのみ放射され、これが双曲面で反射されるときは丁度 C' から放射されたような方向に向かう。これが楕円面で反射されて C に収束する。双曲面を用いたのは、装置の体積を小さくすること、収束球面波が無指向性に近くなる等のためである。C₁ に置いたダイポールは回転軸に沿って配管した同軸給電線のスリットバラン型である。θ のいかにかわらず l₁, l₂, l₃ の和は一定であり、従って C₁ から発散球面波が放射され、C には収束型球面波が入射することになる。Fig.1 の装置 4 個を水平面の断面図が Fig.2 のように焦点 C を共有させて配置することにより、C₁~C₄ の 4 焦点に置いたダイポールからの発散球面波が、ほぼ全方向からの収束球面波として点 C に集中する。この収束球面波の大きさが方向によって大きく変化しないことは、微小ダイポールを用いて電界分布を測定

Fig.2 Horizontal cross section of the system

Fig.3 External appearance of the device

することによってもわかる。本装置の外観図を Fig.3 に示す。

生体に電磁波が入射すると、表皮効果により表面から内部に伝搬して行くにつれて急速に減衰する。この減衰の程度は平面波が最も大きく、円筒波がこれにつぎ、球面波が最も小さいと考えられる。その理由は無損失媒質中では収束球面波の電界は、中心からの巨離に反比例して中心に向っ

て大きくなる性質をもち、表面付近での損失の割合が小さいため、中心に到達する電力が大きくなるからである。従って生体表面にポーラスをつけてほぼ球の形を作り、その中心付近に腫瘍が来るようにすれば、収束球面波により表面加温の割合が少い点状加温が実現できる。必要があれば装置内に水を流して表面温度を一定にすると同時に整合を取ることができる。

3. 電界分布 (熱源分布)

球形ファントム内の電界は損失媒質に対するつぎの波動方程式を満足する。

$$\nabla^2 \mathbf{E} + k^2 \mathbf{E} = 0$$

$$k = k_0 \sqrt{\epsilon_s} = k_0 n = k_0 (\epsilon_1 - j\epsilon_2)$$

ここで ∇^2 はラプラシアンで、球座標を用いて表わされる。 $\mathbf{E}$ は電界の3次元ベクトル、 r は中心からの巨離、 k は媒質内伝搬定数、 k_0 は空気内伝搬定数、 ϵ_s は複素比誘電率、 n は複素屈折率、 ϵ_1 、 ϵ_2 はそれぞれ n の実数部、虚数部、 j は虚数単位である。この解は Mie のモード関数⁽⁴⁾の和で表わされるが、電界の大きさ E は本装置の原理から考えて、 r によって不規則な変化はしないから、最低次のモード関数の主要項が支配的と見て、この項で近似的に表わす。ただし指向性の正弦の項は本装置のそれとは逆の傾向になるので省略する。すなわち無指向性として取扱う。 A は強度を表わす定数である。

$$E = A \sin kr / kr \quad (1)$$

これを用いて $|E|^2$ に比例する熱源分布を計算して Fig.4 に示す。中心で1に正規化してある。周波数2450MHz (波長12cm) では直径10cmの筋肉球の表面は横軸上約18の所に来るので、中心における熱源に比べかなり小さくなっている。この位ならば表面を過熱することなく、中心付近を集中的に加温できる。直径がさらに大きい筋肉球では、周波数の小さい電磁波を用いればよい。

Fig.4 Power distribution produced by the converging spherical wave

4. 温度分布

温度分布を計算するのに(1)式を用いると複雑になるし、熱源分布の詳細な形は温度分布にデリケートに反映しないので、腫瘍内外で異なる一定値の Fig.5 の形の熱源分布とする。 s は筋肉球の半径により異なる値を取らねばならないが、Fig.4 より0.1~0.15位に取ればよいことがわかる。半径 a の球の中心部に半径 δ の球状の腫瘍があると、血流量及び熱源が両者で異なる一定値をもつ

Fig.5 Simplified power distribution

ものとし、その他の量は両者で同じ値であるとする。血流があるときの温度 T が満足すべき式は定常状態では次式である。

$$\nabla^2 \phi - \alpha^2 \phi = -f, \quad \phi = T - T_b \quad (2)$$

$$f = q/K, \quad \alpha^2 = F\rho_b c_b / K$$

ここで T_b = 血液温度, q = 単位体積当りの発生パワー, F = 単位質量, 単位時間当りの血流量, ρ_b = 血液密度, ρ = 密度, c_b = 血液の比熱, K = 熱伝導率, ϕ = 温度上昇である。

F と f が $r < \delta$ の腫瘍と $\delta < r < a$ の正常組織とで異なる一定値を取るから, α と f が両者で異なる一定値を取る。従ってこの2つの領域に分けて、各領域について(2)を解き、境界 $r = \delta$ で ϕ と $d\phi/dr$ が連続なること、ファントム表面 $r = a$ を一定温度に冷却することとして $r = a$ で ϕ = 一定なる境界条件を満足するように解を定める。(2)において f が一定値なるときは次式の同次微分方程式に書き直しても解は不変である。

$$\nabla^2(\phi - f/\alpha^2) - \alpha^2(\phi - f/\alpha^2) = 0$$

この括弧内を未知関数として、その解は球ベッセル関数

$$j_0(x) = \sin x/x, \quad y_0(x) = -\cos x/x$$

を用いて、次式で与えられる。

$$\phi - \frac{f}{\alpha^2} = \begin{cases} A j_0(j\alpha_1 r) + B y_0(j\alpha_1 r) & \dots\dots r > \delta \\ C j_0(j\alpha_2 r) & \dots\dots r < \delta \end{cases}$$

A, B, C は未定定数で境界条件により決定される。

$r < \delta$ の腫瘍部の α を α_1 , f を一定値 c と書き, $\delta < r < a$ の正常組織部の α を α_2 , f を一定値 sc と書くことにして、両部の温度上昇 ϕ_1, ϕ_2 は境界条件から求まる A, B, C を用いて次式で表わされる。

$$\phi_1 = C j_0(j\alpha_1 r) + c/\alpha_1^2$$

$$\phi_2 = A j_0(j\alpha_2 r) + B y_0(j\alpha_2 r) + sc/\alpha_2^2$$

さらに腫瘍に血流がないとすると、多少異なる取扱が必要である。 $F = \alpha = 0$ であるから $r < \delta$ では(2)は次式になる。

$$\nabla^2 \phi = -f \dots\dots r < \delta$$

これはポアソンの方程式であり、つぎの解をもつことになる。

$$\phi = -fr^2/6 + \phi_0 \dots\dots r < \delta \quad (3)$$

ϕ_0 は $r = 0$ における $\phi = T - T_b$ の値で、中心温度上昇で、未定である。 $r > \delta$ では血流があるから、前と同じ解で表わされる。前と同じく(3)を用いて境界条件を表わす式を作り、未定定数 A, B, ϕ_0 を決定し、これを用いて腫瘍、正常組織の温度上昇 ϕ_1, ϕ_2 を表わす次式を得る。

$$\phi_1 = -cr^2/6 + \phi_0$$

$$\phi_2 = A j_0(j\alpha_2 r) + B y_0(j\alpha_2 r) + sc/\alpha_2^2$$

直径10cmの筋肉球の中心部に直径2cmの球状の腫瘍があり、正常組織の血流量 F_2 は12ml/100g/minで、腫瘍の血流量 F_1 は0, 3, 6, 12ml/100g/minの種々の場合について、加温電力一定として、温度上昇分布を計算した結果をFig.6に示す。表面温度、血液温度は共に36°Cとし、血液、筋肉のパラメータとして $\rho = 1.0\text{g/cm}^3$, $K = 5.27\text{mW/cm}^\circ\text{C}$, $\rho_b = 1.06\text{g/cm}^3$, $c_b = 3.9\text{J/g}^\circ\text{C}$ を用いた。

Fig.6 Temperature elevation profile

5. 実験と検討

成分比が水75%, 食塩0.9%, ポリエチレンパウダー15%, スーパースタッフ8.5%の直径10cmの球形ファントムを用いて実験を行った。腫瘍の模擬として、中心に水分を55%に少くした直径2cmの球状部分を設けた。又血流による冷却効果を取り入れるため、直径3mmのビニールパイプ3本をスパイラル状に中心より2, 3, 4cmの位置に、同心球状に3層にして挿入し、7 ml/100g/minの割合で13°Cの水を並列に流し、さらにスポットクーラーで約17°Cの風をファントム表面に吹きつけて空冷した。実験開始後約80分で大体定常状態になり、表面温度が36°C、腫瘍中心は45.2°Cになったので、これを Fig.6 に点線の曲線で示した。この実験曲線は $F_1=0$ の場合の理論曲線よりわずかにゆるやかであるが、傾向は似ている。理論では腫瘍外は毛細管の血流による均一冷却を假定しているので、実験と理論とは完全に一致せず、多少の差を生じているものと思われる。より細かいパイプをより小さい間隔で配置すれば、よりよく一致するであらう。この方法はダイナミックファントムを得る一方法であることがわかる。

実験は2450GHzで行ったので、ファントムの直径は10cmにしたが、人体では直径30cm位の場合があるので、この場合は周波数を400GHz位に下げて、装置内に水を充満すると、装置の寸法を変えなくても使用できる。これに関しては研究中である。又4本の半波長アンテナの電流の位相を合わせると点状加温になるが、位相を少しずらせると焦点が少しぼやけるので、加温範囲が広くなり、大きい腫瘍にも適用できる。

6. まとめ

生体深部の腫瘍だけを加温し、正常組織をできるだけ加温しない方法として、回転楕円、双曲面を組合せた反射鏡4個を立方体の箱の側面に配置した装置を提案し、これによって収束球面波を発生させ、中央に置いたダイナミックファントムを点状加温することが可能であることを理論及び実験により示した。

実験は中央大学理工学研究科電気工学専攻の佐藤貴之氏(昭和59年度、現在小松製作所)、吉本功氏(昭和60年度、現在NTT)両氏に担当していただいた。謝意を表す。

文 献

- 1) 松田忠義他:RF 加温療法の研究(第一報) — Thermotron による加温療法の基礎的研究, 日癌治, 18:1904-1914, 1982.
- 2) 雨宮好文:癌温熱療法(ハイパーサーミア)の研究動向, 信学技報, MW84-138:1985.
- 3) 二川佳央, 菊地真, 岩本正伸, 森真作: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ーケータ, 信学論(B), J66-B, 8:1035-1042, 1983.
- 4) 前田憲一:電波工学, 共立出版:275, 1961.