OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	巻き型電極と針電極を用いたRF組織内加温における電極配置と温度分布に関する検討
Author(s)	片岡, 正明; 西山, 泰由; 藤井, 崇 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1992, 52(5), p. 646-652
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17475
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

日本医放会誌：52（5），646—652，1992（平4）

巻き型電極と針電極を用いたRF組織内加温における電極配置と温度分布に関する検討

愛媛大学医学部放射線医学教室
片岡　正明　西山　泰由　藤井　崇　河村　正
最上　博　伊東　久雄　飯尾　篤　浜本　研

（平成3年7月12日受付）
（平成3年8月22日最終原稿受付）

Temperature Distribution and Geometry of the Electrodes in RF Interstitial Hyperthermia using Circular and Interstitial Electrodes

Masaaki Kataoka, Yasuyuki Nishiyama, Takashi Fujii, Masashi Kawamura, Hiroshi Mogami, Hisao Itoh, Atsushi Iio and Ken Hamamoto
Department of Radiology, Ehime University School of Medicine

Research Code No. : 601.9

Key Words : Interstitial hyperthermia, RF wave, Temperature distribution, Electrode

To evaluate the feasibility of clinical application of a newly developed interstitial hyperthermia system, which consists of an 8 MHz radiofrequency generator, interstitial needle electrodes, and a superficial circular electrode, we conducted preclinical experiments using an agar phantom and VX-2 carcinoma in the rabbit. In the experiment with an agar phantom, four 4 cm needle electrodes were placed in a square array at intervals of 1.0, 1.5, and 2.0 cm. Thermography demonstrated homogeneous temperature distribution at electrode intervals of 1.0 and 1.5 cm, but hot spots around the electrodes at an interval of 2.0 cm. When electrode deviation was less than 8 degrees from the pararell plane, no temperature deviation was observed. Using two 2 cm electrodes and two 4 cm electrodes in square array, thermography demonstrated a homogeneous temperature distribution in the area surrounded by the electrodes. Even if the electrodes were located at the periphery of the agar phantom, a homogenous temperature distribution was obtained in the area surrounded by the electrodes. Using four 4 cm electrodes at intervals of 1.5 cm in VX-2 carcinoma in the rabbit, ideal heating was obtained: 42°C at the periphery of the tumor and 43°C at the center.

These data suggest that the newly developed interstitial hyperthermia apparatus provides homogeneous heat distribution at electrode intervals of 1.5 cm or less and can be used in a Phase I study for deep-seated or superficial tumors.

緒　言

温熱療法は，悪性腫瘍の第5の治療法として，現在とりわけ表在性腫瘍について，放射線治療と併用する事により，その有用性が明らかにされている[1)~3)]．一方深部腫瘍に関しては，十分な加温が必ずしも容易ではなく[4)~6)]，その適応は限られてくる．組織内加温は，外部加温よりも腫瘍により限局した温度分布が得られ，深部の悪性腫瘍に対しても有効な加温が得られる可能性を持っている．また加温に際して留置した外套管を用いて，

密封小線源を用いた組織内照射も可能である．今回著者らは，組織内加温の臨床応用に先立ち基礎的検討として，寒天ファントムおよび家兎VX-2腫瘍を用いて，主として電極配置と温度分布について検討し，その成績を報告する．

方　法

加温装置は，山本ビニター社が試作した8MHzのRF波発生装置（Thermotron RF8）を用いた．正あるいは負の電極のいずれか片方が巻き電極で，体表面に位置し，一方の電極が針電極で組織内に位置するように開発されたものである（Fig. 1）．針電極は銅線で，長さ1cm，2cm，4cm，6cmのものが利用可能である．使用した寒天ファントムの組成は，寒天4％，NaN_3 0.1%，NaCl 0.24%で，直径約20cmの円柱状のものを用いた．針電極の外套管として，19Gのテフロン性のカテーテル（山本ビニター社製）を用いた．電極は4本を用い，以下の方法について検討した．（1）各電極が平行になるように配置し，隣接する2本の電極間距離が，1cm，1.5cm，2cmの場合，（2）各電極が，厳密に平行でない場合，（3）長さの違う針電極（2cmと4cm）を電極間距離1.5cmに配置した場合，（4）針電極が巻き電極に対して遍在する場合である．温度分布は，針電極で囲まれる中心部の寒天温度が29℃になって約5分間一定温度を保った後に，電源を切り直ちにサーモグラフィ（Avio社製）にて温度分布を検討した．また(1)および(4)については熱伝対温度計を電極の中心部でこれに垂直方向（以下axial）あるいは平行方向（以下sagittal）に刺入し，これを5mmずつ引き戻して，最高温度を100％として温度分布図を作成した（Fig. 2）．また(2)については，電極の最も近接する面と離れる面それぞれの中心における温度を，熱伝対温度計を用いて測定し，その2点における温度差を針電極間距離に応じて求めた．すなわち，片方の電極間距離を1.5cmに固定し，一方の電極間距離を1.5cm，1.0cm，0.5cm，0.2cmそれぞれについて検討した．

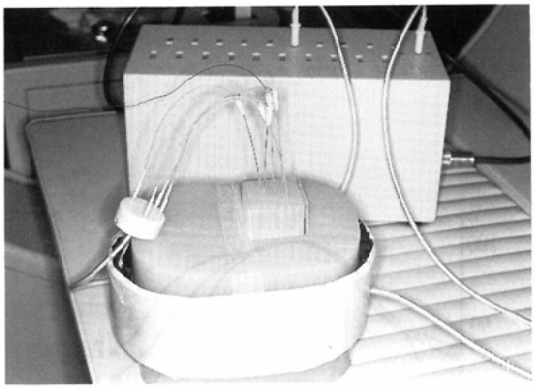


Fig. 1　An interstitial hyperthermia apparatus : an outer electrode circles an agar phantom.

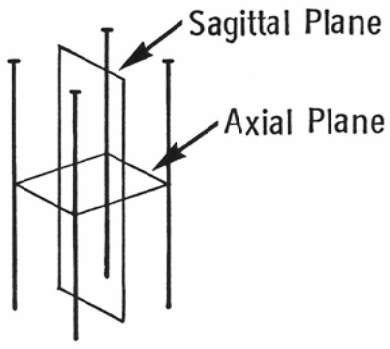


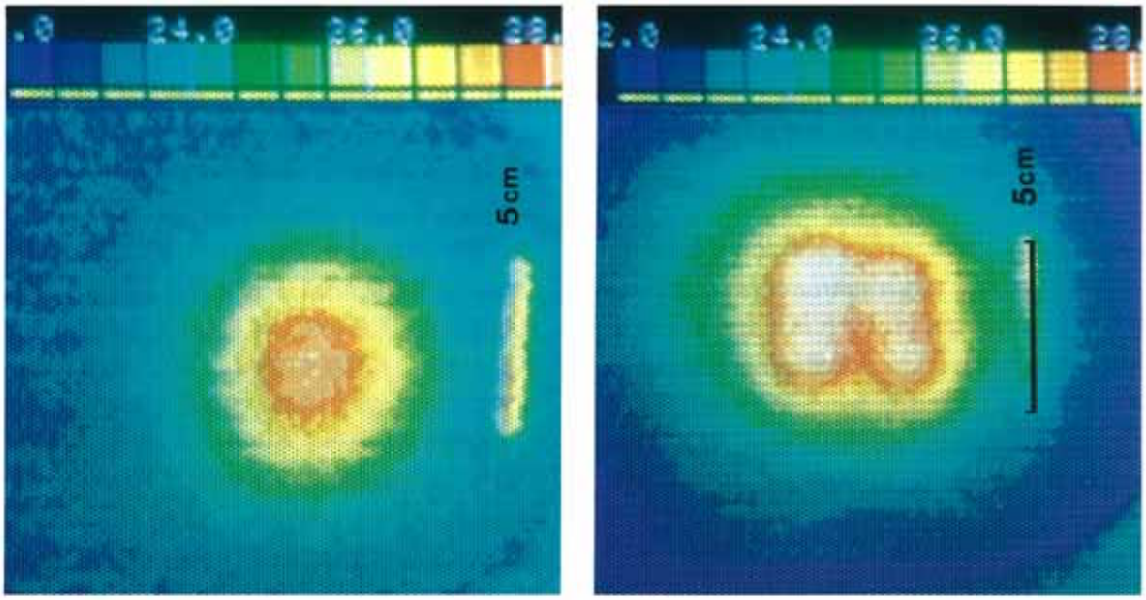
Fig. 2　An axial plane, a perpendicular plane to the electrode, and a sagittal plane, a parallel plane to the electrodes, were defined as shown in the figure.

家兎VX-2腫瘍は，山口大学医学部放射線科より供与を受け，当科において継代移植しているものを用いた．腫瘍は移植後約2週間を経て腫瘍径約3.5cmに育ったものを用い，腫瘍に針電極を刺入し，腫瘍を含む下肢に巻き電極を用いて加温した．腫瘍内温度を熱伝対温度計を用いて測定した．

結　果

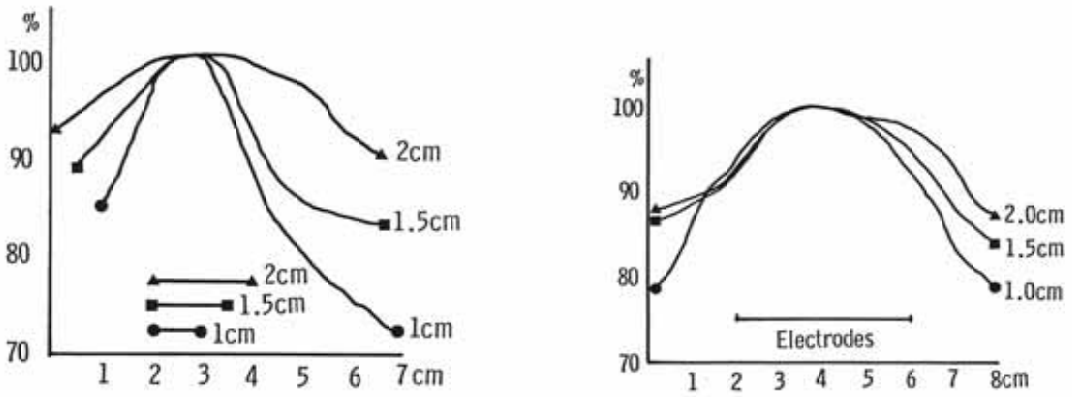
I. 寒天ファントム

（1）四角柱状に4cmの電極を刺入し，隣接する電極間距離が，1cm，1.5cm，2cmについて検討した．寒天は基礎温度が約22℃で，温熱を加えることによって針電極で囲まれる中心部の寒天温度を約29℃まで上昇させ，約5分間一定温度を保ち，電源を切りその直後に寒天の断面をサーモグラフィにて撮影した．1cm，1.5cmの場合には，ほぼ均一な温度分布が得られたが，2cmの場合には電極周囲に高温域が認められ，中心部では低温域



(a) (b)

Fig. 3 A thermography at axial plane with electrode intervals of 1.5cm (a) and 2.0cm (b)



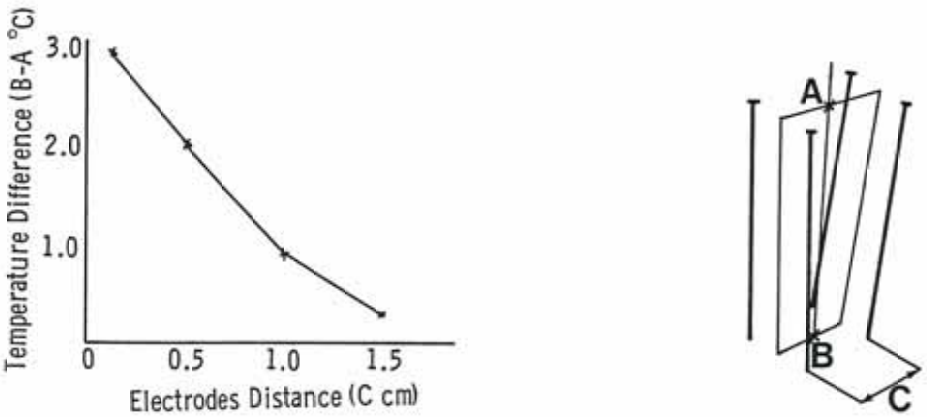
(a) (b)

Fig. 4 Temperature distributions in axial plane (a) and sagittal plane (b) : 1.0cm, 1.5cm and 2.0cm intervals

が認められた. 1.5cm と2cm について, axial 面でのサーモグラフィを Fig. 3 に示す.

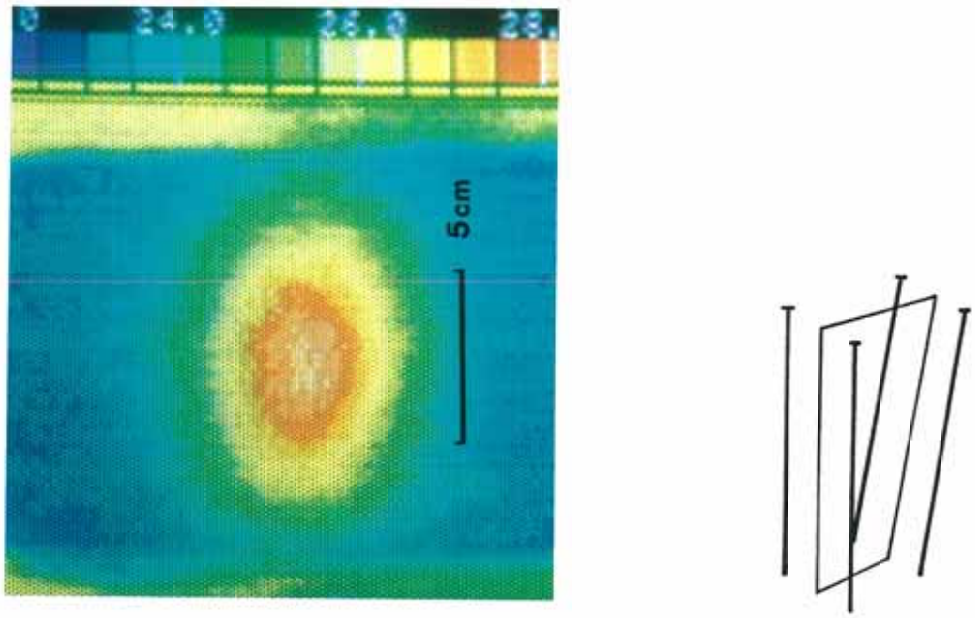
同様に熱伝対温度計にて, axial, sagittal 面について, 最高温度を100%として算出した温度分布を Fig. 4 に示す. 1cm, 1.5cm, 2cm ともに電極で囲まれる範囲は, 90%以上の温度上昇が得られた.

(2) 4cm 電極 4 本を用い, 上縁面の電極間距離を1.5cm に固定し, 下縁面の距離を変化させた場合, 上下面における温度差を Fig. 5 に示す. 下面の電極間距離が1.0cm の場合の温度差は0.9℃であり, 同様に0.5cm 以下になると 2 ℃以上の温度差が認められた. 電極上面の電極間距離が1.5cm, 下面が1cm の場合の sagittal 面でのサーモグラ



(a)　(b)

Fig. 5 (a) Temperature difference between at the upper and lower end of the electrodes according to the deviation of electrodes from the pararell plane as shown in (b)



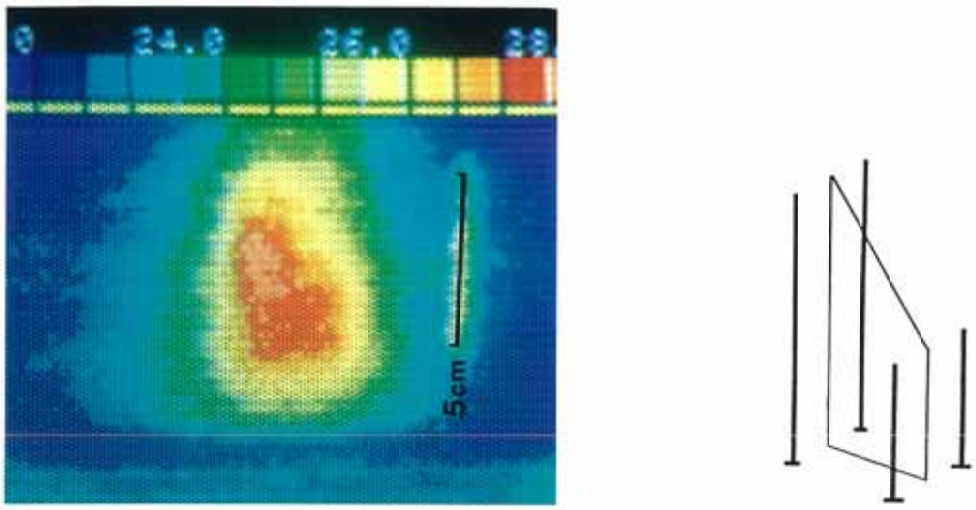
(a)　(b)

Fig. 6 (a) A thermography at sagittal plane when the geometry of the electrodes was not precisely parallel as shown in (b)

フィを Fig. 6 に示す．上下面での温度分布の差は明らかではない．

(3) 電極間距離は1.5cm とし，電極の長さが2 cm と4cm のものを各2本用いた場合の sagittal 面でのサーモグラフィを Fig. 7 に示す電極の長さにほぼ比例した高温域が認められた．

(4) 4cm 針電極4本を用い電極間距離を1.5 cm とし，これらが巻き電極に対して遍在する場合について，熱伝対温度計にて温度を測定し，その axial 面での最高温度を100%とした場合の温度分布を Fig. 8 に示す．●は円の直径の外側1/4，■は1/8の部分に針電極を刺入した場合について



(a) (b)

Fig. 7 (a) A thermography at sagittal plane using two 2cm-electrodes and two 4cm-electrodes as shown in (b)

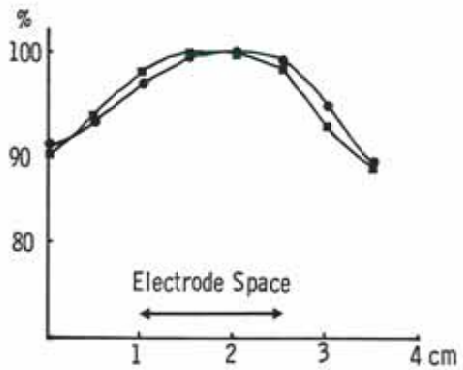


Fig. 8 Temperature distribution at axial plane when the electrodes being at the periphery of the agar phantom: circles and squares: at the points of 1/4 and 1/8 on the diameter of the circle, respectively

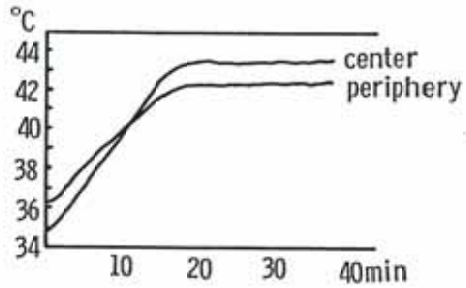


Fig. 9 Time-course of temperature in a VX-2 carcinoma in the rabbit using four 4cm-electrodes in 1.5cm intervals

示す．遍在する場合においても，針電極で囲まれる範囲を中心に高温域が認められ，刺入電極からのずれは明らかではなかった．なお針電極がさらに表面に近づいた場合にも，温度分布図が重なり煩雑となるために図には示さなかったが，ほぼ同様な結果であった．

II. 家兎 VX-2腫瘍

4cm の電極を 4 本用い，電極間距離が1.5cm となるように腫瘍の辺縁に刺入し，腫瘍の中心部および辺縁部での温度分布を Fig. 9 に示す．約35ワット約10分で腫瘍中心部で42℃となり，以降約20ワットで定温状態が維持できた．腫瘍辺縁部で42℃，中心部で43℃の良好な温度上昇が認められた．

考　察

組織内加温療法は放射線療法(特に組織内照射)との組合せによって，外部加温と比較して，優れた抗腫瘍効果を示している[6][7]．外部加温が，表在性腫瘍に対しても cold spot ができる可能性があるのに対して，組織内加温では腫瘍内温度を，均一でしかも効率よく上昇させる事が可能であるた

めである[6]．従来欧米においては，マイクロ波を中心に基礎研究が進められ，既に臨床成績が報告されている[8)~10)]．一方 RF 波に関しては，報告は比較的少ない[11)~15)]．またこれらの報告では，正あるいは負の電極がいずれも針電極で，組織内でペアとなる必要があり，この二つの電極は平行である事が要求される．また長さの違う電極を組み合わせる方法は煩雑で[16)]，種々の形状の腫瘍に合わせた電極の刺入には，問題が残る．

今回著者らが報告した方法では，正あるいは負の電極が，外部の表面（巻き電極）で，一方の電極が組織内（針電極）であるために，それぞれの針電極は互いに独立であると考えられ，組織内でペアとなる電極を考慮する必要がない．従って種々の長さの針電極を組み合わせる事によって，任意の腫瘍の形状にあった容積をカバーする事が可能である．また電極と電極を厳密に平行に配列する必要がないなどの，従来の方法と比べて利点を有する可能性が考えられる．これらの事から，本研究では，特に電極配列について，寒天ファントムおよび家兎 VX-2腫瘍を用いて実験を行った．

寒天を用いてサーモグラフィーを撮影した結果では，隣接する電極間距離が1.5cm 以下で均一な温度分布が得られた．熱伝対温度計を用いて測定した結果では，2cm でも均一な温度分布が得られた．しかし，これは熱伝対温度計を5mm ずつ引き戻して温度測定したもので，精度そのものに問題があり，温度分布の均一性を評価する上では，サーモグラフィの結果の方がより信頼性がある．本論文では示さなかったが，熱伝対温度計を用いて測定した結果，電極間距離が2.5cm の場合に中心部で cold spot が観察された．以上の結果から，均一な温度分布を得るためには，電極間距離は1.5cm 以下とする必要があると考えられた．これは諸家の報告[1)14)16)]と一致するものであった．

各々の電極が独立ではあるが，電極の配置が密になれば，その部分で hot spot ができる事は容易に考えられる．電極が平行でない場合について検討した結果では，平行面より15度程度（4cm の電極上縁で1.5cm，下縁で0.5cm 程度）以上のずれでは，上下の温度差が 2 ℃以上となり好ましくない．しかしながら平行面より 8 度程度のずれ(4cm の電極上縁で1.5cm，下縁で1cm)では，上下の温度差は 1 ℃以内であり，この程度の温度差は，臨床的には問題とはならないものと考えられる．しかしながら腫瘍内に均一な温度分布を得るためには，できる限り電極の平行性を保つ必要があることに変わりはない．

電極の長さが異なる場合，電極の長さに一致した温度上昇が得られた．これは任意の腫瘍の形状に合わせた刺入が可能であるという事を示唆し，実際の臨床においては，有利な点であると考えられる．RF 波とマイクロ波との比較では，電極の長さの自由度の点で RF 波の方が優り[17)18)]，さらにその組合せの自由性という点で，巻き型電極を用いる方法が優っているといえる．

以上の検討は，すべて針電極が巻き電極に対してファントムの中心に位置するように配列したものであるが，電極が遍在する場合についての検討においても，高温域の遍位は認められなかった．針電極が巻き電極に対して圧倒的に小さいために，針電極周囲に高温域が集中するものと考えられる．すなわち胸壁，頚部などの表在性腫瘍においても，本症は応用可能であろうことを示唆している．今後本法は，身体の中心部にある腫瘍，例えば脳腫瘍，骨盤内腫瘍のみならず，表在性腫瘍などに対しても臨床応用を進めていく予定である．

家兎 VX-2腫瘍における加温実験でも，良好な温度上昇が得られた．VX-2腫瘍は，血管増生に富み，また早期より壊死傾向を示す腫瘍である[19)]．本実験に用いた腫瘍も，中心部が壊死に陥っており，この部で良好な温度上昇が得られたものと考えられる．腫瘍辺縁部は血流の多い部分と考えられるが，この部においても42℃の温度上昇が容易に得られ，臨床応用の可能性が示唆された．

結　論

巻き型電極と刺入型針電極の組み合わせにより寒天ファントムおよび家兎 VX-2腫瘍を用いて加温実験を行い，以下の結果を得た．

1．電極間距離が，1cm，1.5cm では良好な温度

分布が得られたが，2cmではサーモグラフィにおいて電極周囲に高温域が認められた．

2．電極が平行より軽度ずれた場合（平行より8度程度のずれ）では，温度分布の影響は少なかった．

3．電極の長さが違う場合にでも（2cmと4cm），電極の長さにほぼ比例した温度上昇が認められた．

4．針電極が遍在する場合においても，電極周囲に高温域が認められた．

5．家兎VX-2腫瘍においても，1.5cmの電極間距離で加温したところ，腫瘍の中心部のみならず，辺縁部においても良好な温度上昇が得られた．

以上より本法を用いた組織内加温は，電極間距離1.5cm以下で良好な温度分布が得られ，今後臨床応用の可能性が示唆された．

なお，本論文の要旨は，第76回日本医学放射線学会中国・四国地方会（岡山，平成3年6月）において発表した．

文　献

1) Perez CA, Emami B: Clinical trial with local (external and interstitial) irradiation and hyperthermia. Radiol Clin North Am 27: 525—542, 1989
2) Valdagni R, Amichetti M, Pami G: Radical radiation alone versus radical radiation plus microwave hyperthermia for N3 (TNM-UICC) neck nodes: A prospective randomized clinical trial. Int J Radiat Oncol Biol Phys 15: 13—24, 1988
3) 簗山　巌，荻野　尚，梶浦雄一，他：表在性，浅在性腫瘍に対する温熱療法，臨放，33: 1653—1658, 1988
4) Sapozink MD, Gibbs FA, Egger MJ, et al: Regional hyperthermia for clinically advanced deep seeted pelvic malignancy. Am J Clin Oncol 9: 162—169, 1986
5) Emami B, Myerson RJ, Scott C, et al: Phase I/II Study, combination of radiotherapy and hyperthermia in patients with deep seeted malignant tumors: Report of a pilot study by Radiation Therapy Oncology Group. Int J Radiat Oncol Biol Phys 20: 73—79, 1991
6) Overgaard J: The current and potential role of hyperthermia in radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 16: 535—549, 1989
7) Olson JR, Sim DA, Manning MR: Analysis of prognostic variables in hyperthermia treatment of 161 patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys 10: 2231—2239, 1984
8) Emami B, Perez CA, Konefal J, et al: Thermoradiotherapy of malignant melanoma. Int J Hyperthermia 4: 373—381, 1988
9) Strohbehn JW, Douple EB, Coughlin C: Interstitial microwave antena array system for hyperthermia. Front Radiat Ther Oncol 18: 70—74, 1984
10) Seegenschmidt MH, Sauer R, Fietkau R, et al: Primary advanced and local recurrent head and neck tumors: Effective management with interstitial thermal radiation therapy. Radiology 176: 267—274, 1990
11) 中川恵一，赤沼篤夫，馳沢憲二，他：組織内加温によるRF波温熱療法（第II報，臨床応用上の利点と問題点），Jpn J Hyperthermic Oncol 5: 171—179, 1989
12) 秋根康之，渡井喜一，梶浦雄一，他：寒天及び犬を用いた組織内加温実験，日本医放会誌，46: 595—598, 1986
13) Yabumoto E, Suyama S: Interstitial radiofrequency hyperthermia combined with electron beam radiotherapy. (In) Overggard J, ed: Procedings of the 4th International Symposium on Hyperthermic Oncology, Vol 1, 579—582, 1984, Taylor & Francis, London
14) Cosset J-M, Dutreix J, Dufour J, et al: Combined interstitial hyperthermia and brachytherapy: Institute gustave roussy technique and preliminary results. Int J Radiat Oncol Biol Phys 10: 307—312, 1984
15) Vora N, Forell B, Jaseph C, et al: Interstitial implant with interstitial hyperthermia. Cancer 50: 2518—252, 1982
16) 中川恵一，赤沼篤夫，馳沢憲二，他：組織内加温によるPF波温熱療法（第I報，温度分布評価），Jpn J Hyperthermic Oncol, 5: 159—169, 1989
17) Mechling JA, Strohbehn JW: A theoretical comparison of the temperature distributions produced by three interstitial hyperthermia systems. Int J Radiat Oncol Biol Phys 12: 2137—2149, 1986
18) Coughlin CT, Strohbehn JW: Interstitial thermoradiotherapy. Radiol Clin North Am 27: 577—588, 1989
19) 本間　穣，須田博喜，江部和勇，他：家兎VX-2下腿腫瘍に於ける簡便な動注および血管造影法，日本医放会誌，50: 426—428, 1990