The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	感温フェライト-非磁性金属複合発熱素子による局所温熱療法 第1報;温度・出力特性に関する基礎的研究
Author(s)	佐藤, 知矢; 松木, 英敏; 星野, 俊明 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1989, 49(3), p. 314-326
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20208
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：49（3），314—326，1989（平1）

感温フェライト-非磁性金属複合発熱素子による局所温熱療法

第1報；温度・出力特性に関する基礎的研究

1）福島県立医科大学放射線科学講座
2）東北大学工学部
3）日本電気（株）

佐藤　知矢[1)]　松木　英敏[2)]　星野　俊明[1)]　星　宏治[1)]
村岡　英夫[1)]　柳沼　康之[1)]　上総　中童[3)]　木村　和衛[1)]

（昭和63年6月27日受付）
（昭和63年10月11日最終原稿受付）

Local Hyperthermia Using a Device Made of Temperature-Sensitive Ferrite

The First Report: Temperature, Output Characteristics

Tomoya Sato[1)], Hidetoshi Matsuki[2)], Toshiaki Hoshino[1)], Koji Hoshi[1)], Hideo Muraoka[1)], Koji Yaginuma[1)], Chudo Kazusa[3)] and Kazue Kimura[1)]

1) Department of Radiology, Fukushima Medical College
2) Department of Electrical Engn., Tohoku University
3) NEC Corporation

Research Code No. : 600.4

Key Words : Hyperthemia, Soft-heating method, Thermo-sensitive ferrite, Self-limiting heater, Magnetic implant

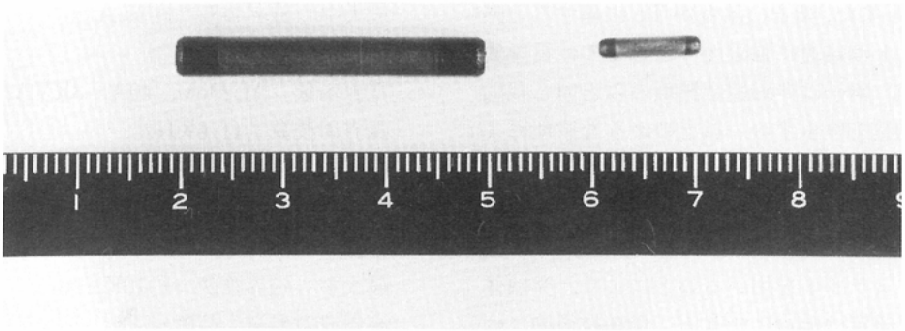
The basic study of intracavitary and interstitial hyperthermia was made with the Soft-Heating Method. In this method, a hybrid device composed of non-magnetic metal ring and ferrite rod is used as a heater. Being exposed to external magnetic field, the device produces heat, and its temperature rises to the Curie Temperature of the ferrite rod with self-regulation.

The accuracy of the regulation is ± 0.2°C near the Curie Temperature which can be set up almost freely. In addition to that, the frequency of magnetic field is not so high (20~50 KHz) that there is no damping nor reflection of the field in a human body. Therefore the system seems to be very useful for hyperthermia of deep seated tumor. In this paper, experimental discussion of the possibility of local hyperthermia by the system is made. From the results, it is concluded that the system will be applied to clinical uses.

緒　言

癌の温熱療法は，その治療効果に対する期待と可能性の大きさから近年諸家の注目を集めており，様々な加温原理，加温装置の研究開発は臨床的にも確実に成果をもたらしつつある[1)]．しかしながら，深部腫瘍の選択的加温法についていえば，現状では満足すべき加温法が確立されたとは言い難い．

本研究は深部腫瘍に関し，感温フェライトと非磁性金属環で構成される素子を発熱体として，組織内あるいは管腔内に留置し，外部からの印加磁界によって非接触的に定温加熱することを目的と



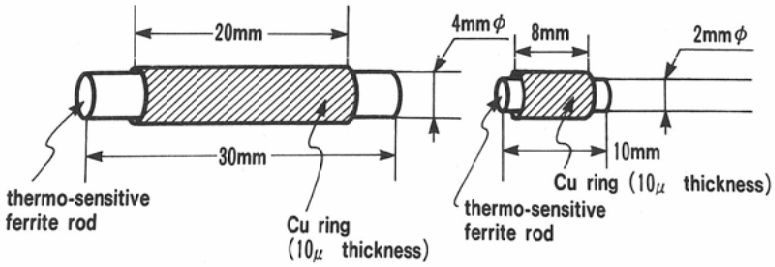


Fig. 1　Appearance and design of the heating device

したものである．

この方法はSoft-Heating法[2)3)]といわれ，発熱体自身が上限温度と自己温度調節機能をもつこと，印加磁界周波数が数十KHzと低く，生体での発熱減衰，反射が起こらないことなど温熱療法に有利ないくつかの特性をもっている．更に，複合発熱素子は任意の上限温度を設定でき，その自己温度制御能は極めて信頼性が高い．著者等は臨床応用を目的として発熱素子の小型高出力化，温度特性の安定化等に関する基礎的研究を行ってきたが，実用化に有望と思われる結果を得たので報告する．

原　理

本方式は，キュリー温度(以下Tcと表す)が常温近傍の比較的低い温度領域にある感温フェライトと非磁性金属環よりなる複合発熱素子(Fig. 1)を，外部からの交番磁界により発熱させるものである．この際印加磁界は，生体でうず電流による発熱を起こさず，また減衰することもないよう，周波数で20～50KHz，強度で2～10KA/m程度のものを使用する．このような磁界のもとでは，非磁性金属を単独で発熱体として用いても，その発熱量はきわめて小さく，温度上昇にはほとんど寄与しない．本方式では発熱素子は非磁性金属環内部に感温フェライトを組み込んだ構造をとる．そのため素子の温度が感温フェライトのTc以下では金属環と鎖交する磁束数が飛躍的に増加する結果，金属環に大きな誘導電流が流れ，ジュール熱

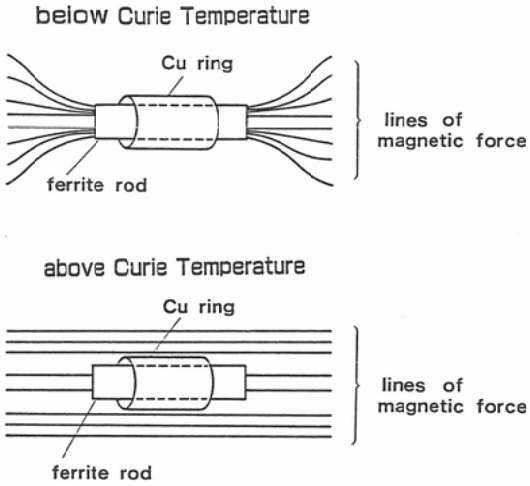


Fig. 2　The change of lines of magnetic force with temperature

が発生する．また，素子の温度がTcに達すると感温フェライトは急速に強磁性体としての性質を失い（Fig. 2），素子は非磁性金属環のみと同じ状態となって発熱を停止する．以上のような原理により，印加磁場内の発熱素子は，組み込まれている感温フェライトのTcを臨界点として温度の自己調節機能を発揮する．従って，種々のキュリー温度の感温フェライトを用いることにより，発熱体の上限温度設定は自由にできる．現在技術的には0.2～0.5℃きざみで，40～60℃の範囲内に自由にTcを設定できる．なお，発熱素子の最高出力は次式で与えられる[2]．

$$W_{max} = \mu_0 \overline{\mu}^* f V H_m^2 \pi / 2 \quad \cdots\cdots\cdots 式(1)$$

ここに，W_{max}は最高出力，μ_0は真空中の透磁率，$\overline{\mu}^*$は見かけの実効比透磁率，f及びHmは磁界の周波数と強度であり，Vは感温フェライトの体積である．

実験材料及び方法

1．発熱体

発熱体は感温フェライトに非磁性金属環を装着した複合発熱体の形式をとる．Fig. 1に今回実験に使った二つの発熱体とその仕様を示した．

rodに使用している感温フェライトはFe_2O_3，MnO，ZnO，CuOのcompoundである．

以下，直径4mm，長さ30mmのものを大型発熱体，直径2mm，長さ10mmのものを小型発熱体という．

2．高周波磁界発生装置

高周波磁界発生装置は，高周波電源，電源冷却水循環装置，ソレノイドよりなる．ソレノイドは最大中心磁界3KA/mの大型のものと，最大中心磁界10KA/mの小型のものの2種類を使用した．小型のものは，実効比透磁率の比較的小さい組織内加温用小型発熱体の加温実験に用いた．

主要諸元は以下の通りである．

(1) 大型ソレノイド

電源容量：AC200V，40A，8KVA

磁界周波数：43.7KHz

ソレノイド電流：0～75A

ソレノイド内径：610mm

巻数：20回

最大中心磁界強度：約3KA/m

(2) 小型ソレノイド

電源容量：AC200V，40A，8KVA

磁界周波数：41.6KHz

ソレノイド電流：0～65A

ソレノイド内径：140mm

巻数：50回

最大中心磁界強度：約10KA/m

高周波磁界発生装置をFig. 3に示した．また，高周波磁界発生装置，温度計測装置を含めたシス

Fig. 3　Appearance of the prototype system

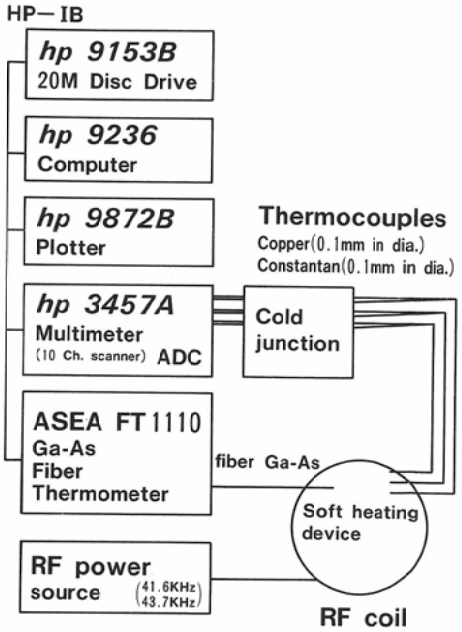


Fig. 4　Block diagram of the system

テムのブロックダイアグラムをFig. 4に示した.

3. 温度測定

温度計測は下記の3種類の方法によった.

(1) 銅・コンスタンタン熱電対

素線は直径0.1mmのものを用いた. 熱起電力は零接点補償器とhp社製マルチメータ3457Aによって測定した. 熱起電力—温度変換は近似多項式を用いた(以下C-C熱電対).

(2) 光ファイバーサーモメーター

GaAs結晶をセンサーとするASEA社(Sweden)製fiber thermometer FT1110

温度測定範囲: 0～200℃

分解能: 0.1℃

温度読み取りレート: 1回/秒

チャンネル数: 3

記録法はhp-9836コンピューターによりオンラインでデータを収集記録した. なお, 温度計測はセンサーを被測定物質に接触させて行った.

(以下fibre thermometer)

(3) サーモグラフィー

AGEMA社製(Sweden) Thermovision870

温度測定範囲: −20℃～500℃

温度分解能: 0.1℃

赤外線スキャニング方式

(以下Thermovision)

どの温度測定法によったかは, 各々の実験結果に必要に応じて付記した.

4. ファントム

組織内加温を目的とした小型発熱体による温度分布の実験は寒天ファントムで行った. ファントムは1%NaCl, 4%寒天でつくった.

実験結果

1. 磁性金属, 非磁性金属, 感温フェライト, 及びSoft-Heating法で用いられる複合発熱体の同一磁界内における発熱特性の比較

Fig. 5に実験結果を示した.

磁性金属としてステンレススチールの虫ピン, 非磁性金属として厚さ20μm, 内径4mm, 長さ2cmの円筒状の銅環を用いた. フェライトロッドはこの実験に使用した大型発熱体と同じサイズであり, Tcも同じく44℃である.

上記フェライトロッドと銅環を組合せたものが

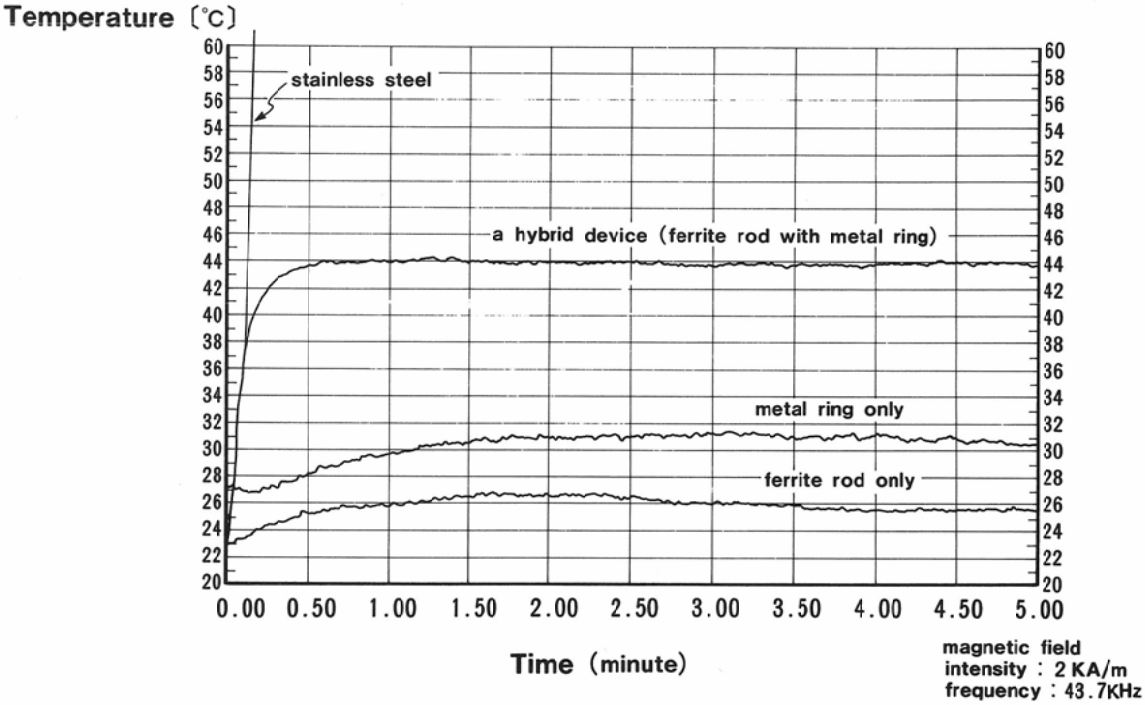


Fig. 5 Heating characteristics of various materials

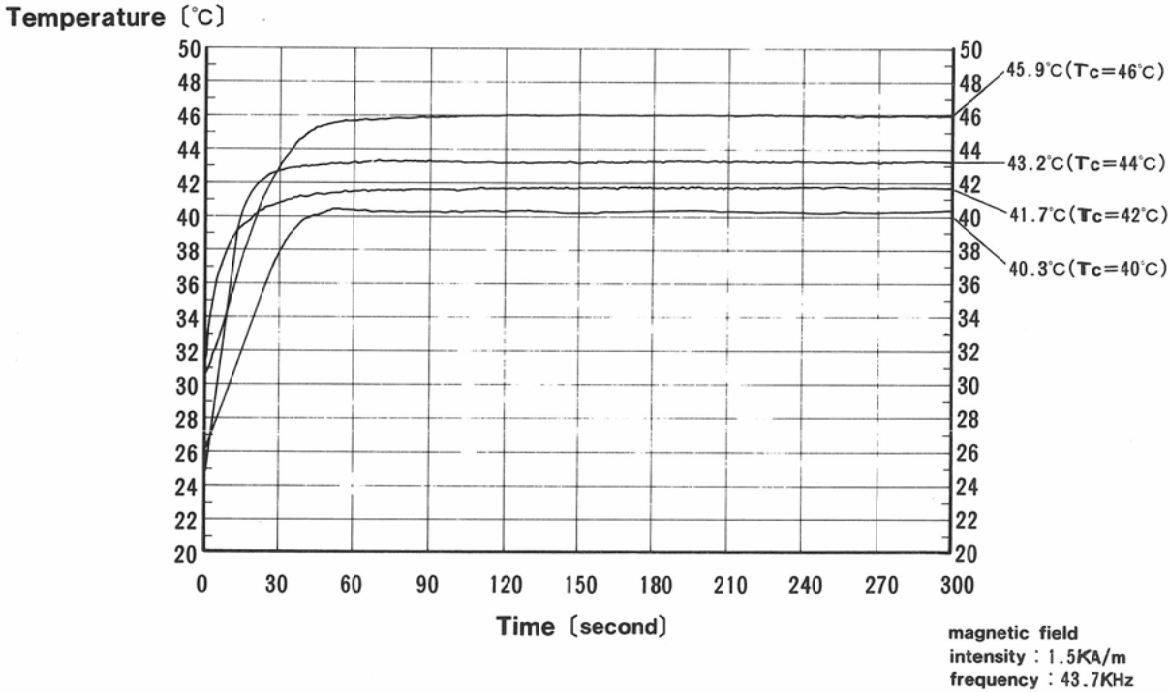


Fig. 6 Heating test in various Curie Temperature of the device

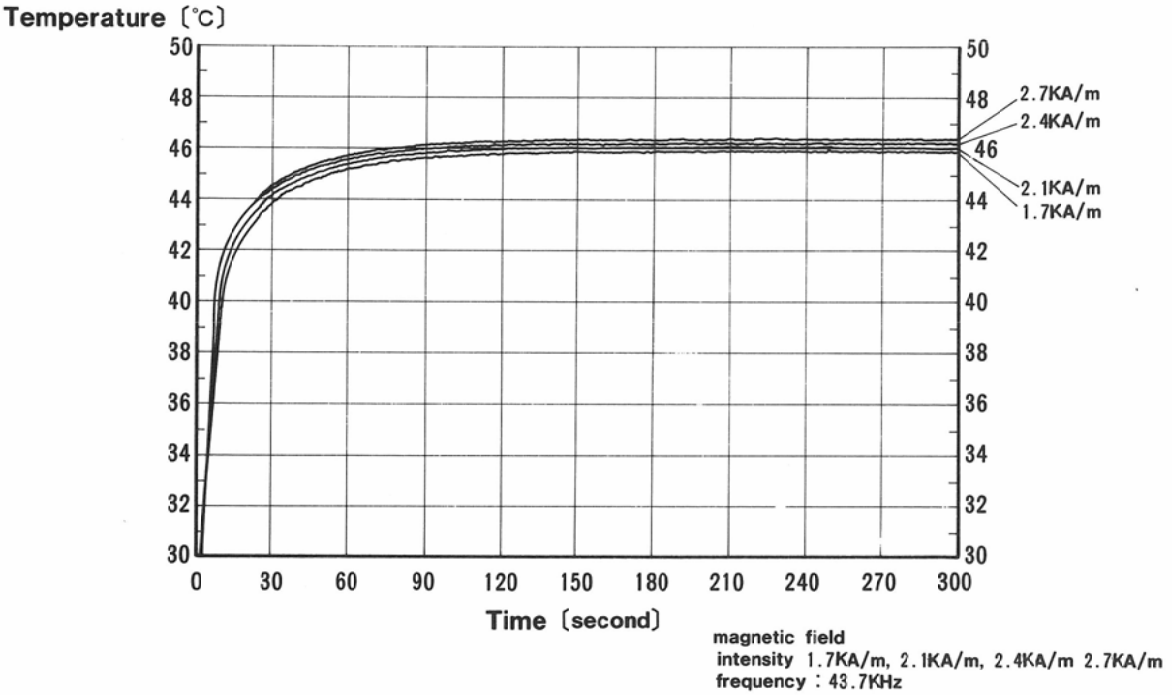


Fig. 7 The fluctuation of the maximum temperature in various intensity of the magnetic field

複合発熱体となる．磁界強度2KA/m，周波数43.7KHzにて実験を行なった．複合発熱体は感温フェライトのTcに従って温度の自己制御を行っているのが認められる．温度は，fiber thermometerにより室温中（22℃）で接触的に測定した．

2．感温フェライトのTcによる発熱体上限温度の調節

Tcが40℃，42℃，43℃，46℃の4種の感温フェライトを用いて製作した発熱体の温度特性をFig. 6に示した．

発熱体は大型のフェライトに10μm厚の銅蒸着をほどこした．

印加磁界強度は約1.5KA/m，周波数43.7KHzであり，温度はC-C熱電対により室温で測定した．

3．発熱体上限温度の印加磁界強度依存性に関する検討

大型発熱体（Tc＝46℃）の上限温度の磁界強度依存性をFig. 7に示した．

感温フェライトのTc近傍における$\overline{\mu}$＊の変化は漸減的であり（Fig. 8a，b），上限温度が磁界強度によって変動することが予想されたため実験的にこれを評価した．

印加磁界は43.7KHzの交番磁界であり磁界強度は1.7KA/m，2.1KA/m，2.4KA/m，2.7KA/mで調べた．

磁界強度が1.7KA/mのとき発熱体の上限温度は45.8℃であり，2.7KA/mでは上限温度は，46.4℃まで上昇した．この実験より上限温度の磁界強度依存性は0.06℃/KA/mであった．

4．発熱体の出力評価に関する実験

Fig. 9aは大型発熱体（Tc＝45℃）2本で10mlの蒸留水を15分間加温した時の温度と時間の関係を示した．印加磁界強度1.5KA/m，周波数43.7KHzで加温開始時より45秒後に水温は8℃上昇している．この結果より気化熱や外部へ逃げた熱を補償せず単純に計算して1本当り最低3.7Wの出力が保証された．

Fig. 9bは，小型発熱体（Tc＝50℃）5本で2mlの蒸留水を2分間加温した結果である．印加磁界強度9.9KA/m，周波数41.6KHz．加温開始時より

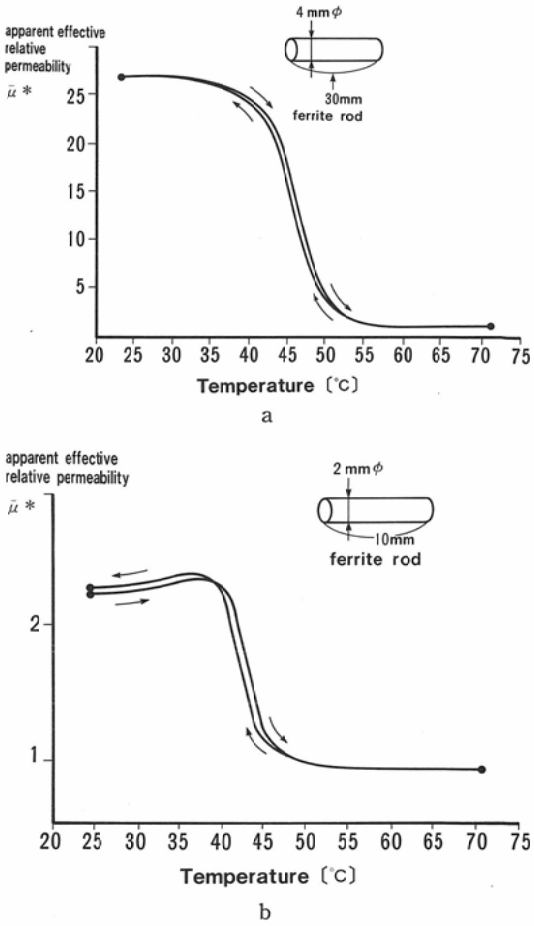


Fig. 8a, b　Temperature characteristics of apparent effective relative permeability

2分間で水温は15℃上昇しており，単純に計算して最低0.2Wが保証された．

5．犬直腸内及びファントム内の発熱特性に関する実験

Fig. 10は，管腔内加温を目的とした大型発熱体（Tc＝43℃）の発熱特性を大気中及び，犬の直腸内で比較したものである．使用した犬は体重15kgの雄の成犬で，発熱体に密着させた温度計をラテックスでおおい，肛門より10cm上方の腸管内に挿入した．印加磁界強度1.5KA/m，周波数43.7KHzで実験を行った．

温度測定にはGa-As fiberthermometerを使用した．発熱体の上限温度は大気中，直腸内共に43℃で変わらず，またキュリー温度近傍への到達前の

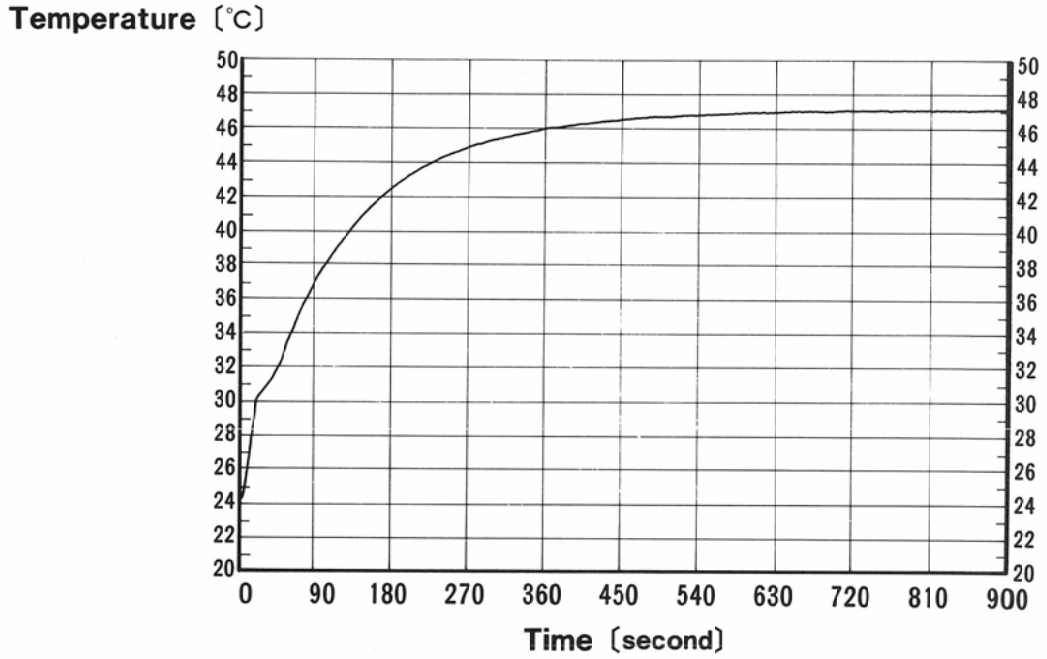


Fig. 9a

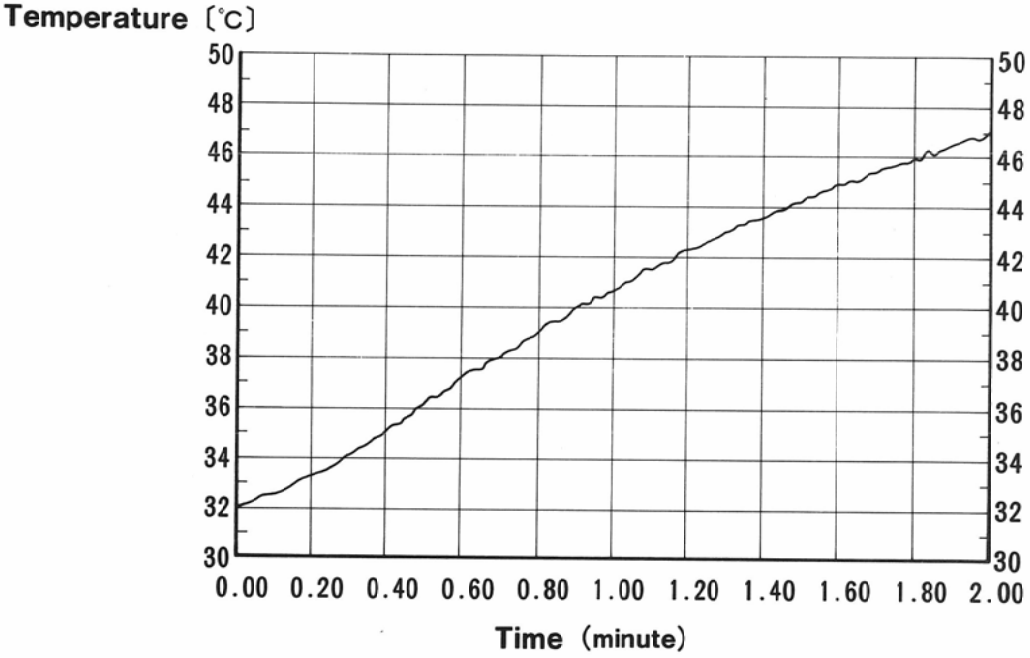


Fig. 9b

Fig. 9a Output test of the large size device (4mm in diameter, 30mm in length)
Water (10ml) was heated by two pieces.

Fig. 9b Output test of the small size device (2mm in diameter, 10mm in length)
Water (2ml) was heated by five pieces.

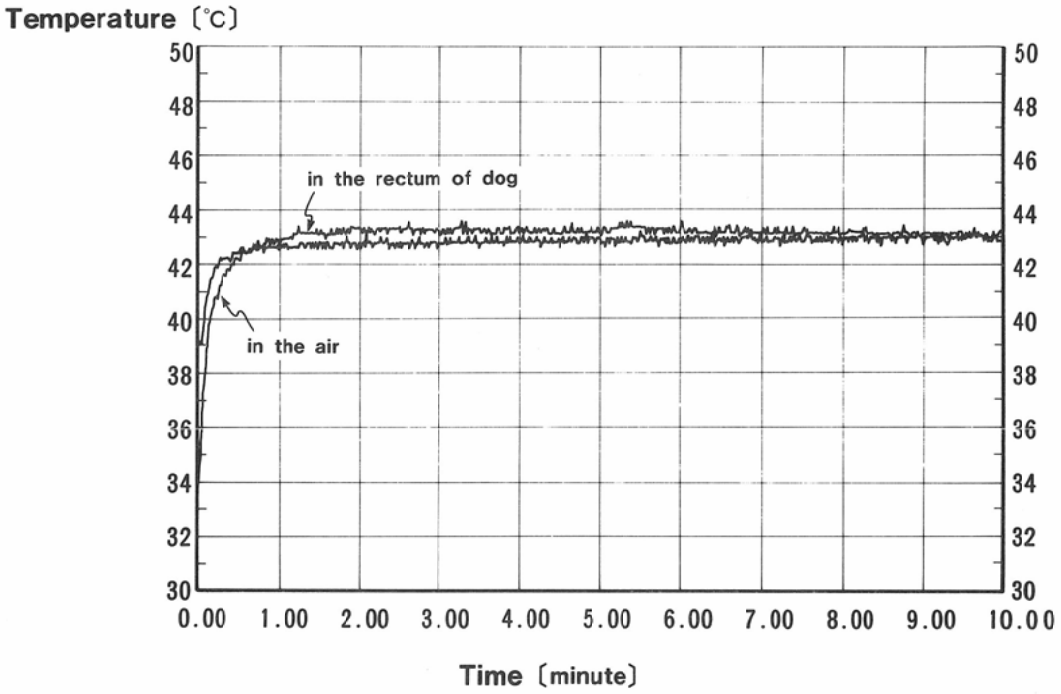


Fig. 10　Heating test of the device in the air and in the rectum of dog

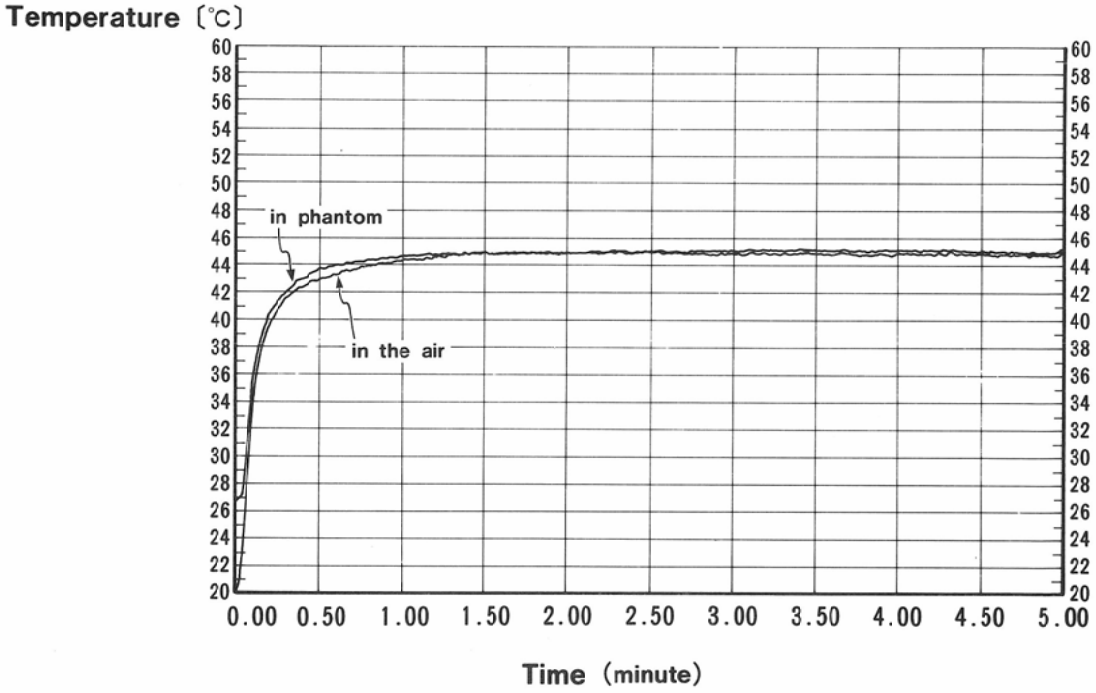
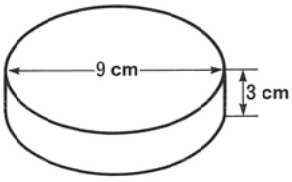


Fig. 11　Heating test of the device in the air and in the phamtom (1% NaCl, 4% agar)

急な温度上昇部分については単位時間あたりの温度上昇率も0.25℃/秒で両者に差は認められなかった．一方，Fig. 11は，組織内加温用の小型発熱体(Tc=45℃)を断熱材で包み，一辺10cmの立方体寒天ブロック中心に埋め込んだときの温度特性と26℃の室温中で加温したときの温度特性を比較したものである．印加磁界強度は10KA/m，周波数41.6KHz，加温時間はともに5分間であり，温度測定はfiber thermometerによった．

温度上昇の時間的依存性，上限温度ともに差は認められなかった．なお，実験終了後Thermovisionで測定したところファントム表面の温度上昇は認められなかった．従って印加磁界の寒天ファントムでの反射，減衰は無視してよいと考えられた．



Appearance of the phantom

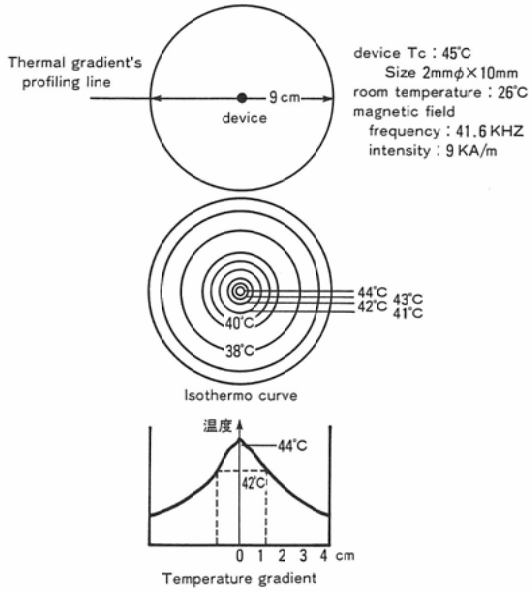
1% NaCl, 4% agar

Fig. 12　Appearance of the phantom

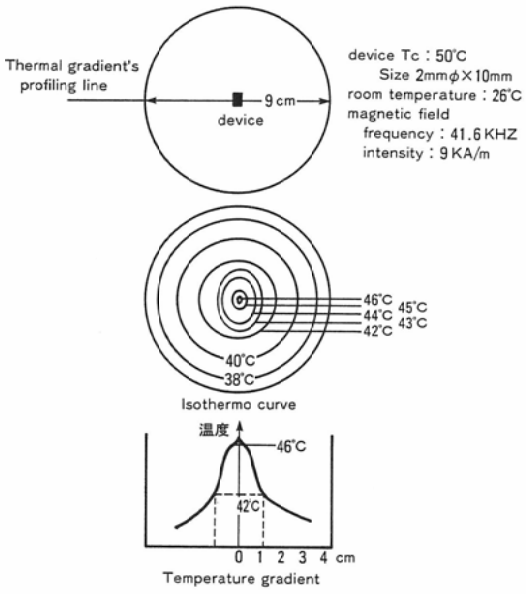
6. 組織内加温に関するファントム実験

組織内助温用の小型発熱体（使用した発熱体のTcは各々図中に記した）を直径9cm，厚さ3cmの円板状寒天ファントム（Fig. 12）内に様々に埋め込んだときの温度分布をFig. 13a～Fig. 13eに示した．印加磁界強度は9KA/m，周波数41.6KHz，加温時間は5分間で，加温終了後ただちにThermovisionで観察した．Fig. 13aはTc 45℃の発熱体一本をファントム表面中心に垂直に埋め込んだときの温度分布と温度勾配である．発熱体を中心にして43℃以上の領域が8mmの同心円として認められた．各図において上段に発熱体の配置，Tc，印加磁界強度，周波数等を示した．中段に等温線を，下段には温度勾配を示した．Fig. 13bはファントム表面下1mmのところに1本の発熱体を水平に埋め込んだときの温度分布である．43℃以上の領域が発熱体長軸方向に一致した長径1.3cm，短径1.1cmの楕円として認められた．Fig. 13cは発熱体を2本を1cm間隔で垂直に立てたときのものである．Fig. 13dは，発熱体2本を1cm

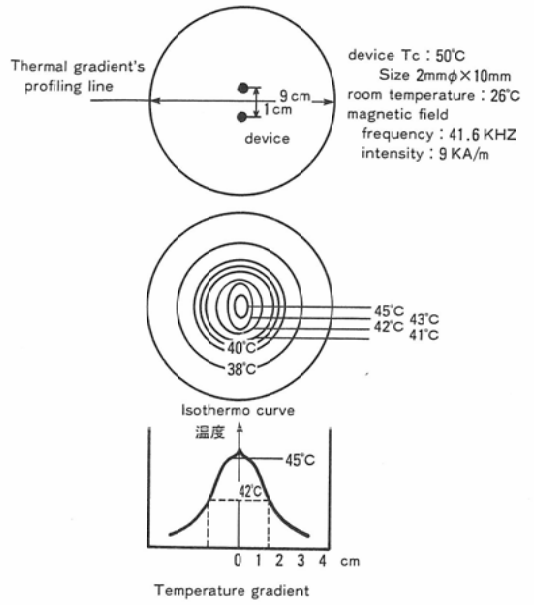
Thermal distribution in phantom



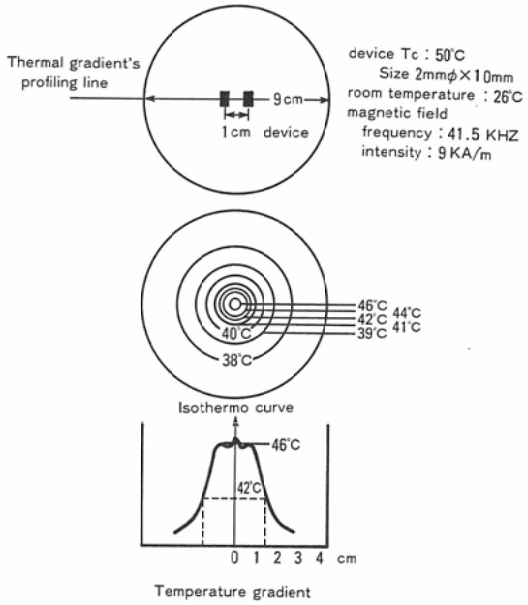
a



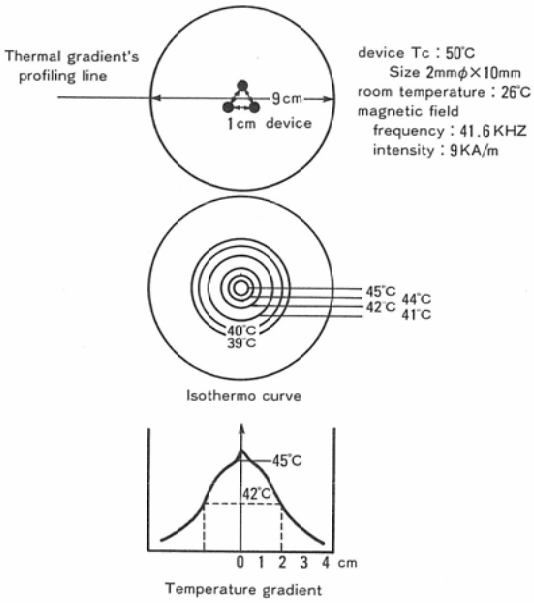
b



c



d



e

Fig. 13a～e　The heating test in phantom (1% NaCl, 4%agar) for interstial hyperthermia
●: shows the device implanted vertically to the surface, ■: shows the device implanted horizontally just under the surface

間隔で2本並行に表面下1mmの深さに埋め込んだときの温度分布である．2本の発熱体の間はほぼ均等に46℃前後で加温されているのが認められる．Fig. 13eは，発熱体を一辺が1cmの三角形の各頂点に一致するように垂直に配置したときのものである．一辺3cmの正三角形内部は45℃程度にほぼ一様に加温されている．

考　案

本研究は，Soft-Heating法による腔内，組織内加温の可能性に関する基礎的，実験的検討である．

Fig. 1に2種類の発熱体を呈示したが，Soft-Heating法においては発熱体の形状に特に制約はない．

直径1mm，長さ10mmの円柱程度より大きいも

のであればよく，治療部位，病巣の進展状況等によって自由なデザインが可能である．これは本方式の特徴のひとつである．大きさに制限があるのは，Fig. 8b に示した如く体積の小さな発熱体ではみかけの実効比透磁率が小さくなり，式(1)より単位体積当たりの発熱量が減少するためである．これは素子に使用する感温フェライトの特性に原因があり，いずれ改良の必要があると考えられる．小さな発熱体については，現在のところみかけの実効比透磁率 $\overline{\mu}$ ＊の不足を磁界強度で補償するため小形ソレノイドを使用している．Fig. 5 は磁性金属，非磁性金属，感温フェライト，及び複合発熱体の発熱特性を磁界強度，周波数，温度測定法等同一条件下で観察したものである．本方式に使用される複合発熱体の構成要素であるフェライトロッド，銅環とも単独では発熱量は極めて少なく，2～3℃の温度上昇を認めるだけで熱的平衡に達してしまう．ステンレススチールについてはグラフ上60℃までしか記されていないが，加温開始時より1分後に約200℃まで上昇した．

磁性金属を発熱体として用いる組織内加温は現在種々試みられており，かなりの成果をあげつつあるが[4)~7)]，本方式のように常温近傍で任意の Tc を設定するのは現状では困難であると思われる．一方，感温フェライトと非磁性金属環を組み合わせた複合発熱体は，良好な温度上昇と自己温度制御特性を示すことがグラフより了解される．複合発熱素子の上限温度到達後の自己温度制御は±0.2℃以内であった．温度コントロール能としては，現在手に入れることができるフェライトを材料として複合発熱体を製作すれば，この程度が限界と考えられるが，臨床的には特に問題となる事はない．正常組織の熱的損傷を回避しつつ，相当高い治療温度の設定が可能になるものと思われる．

実験2は発熱体のロッド部分に4種類の異なる Tc の感温フェライトを使用し，上限温度のちがいをみたものである．使用したフェライトロッドは Tc が事前に40℃，42℃，44℃，46℃と評価されたものであったが，実際の上限温度は，それぞれ40.3℃，41.7℃，43.2℃，45.9℃となり，Tc と発熱体の上限温度とは必ずしも一致しない．これは，発熱体の自己温度調節能が悪いためではなく，原材料となる感温フェライトの Tc の評価のしかたに主な原因がある．一般的に強磁性体はある温度を特異点として突然常磁性体に戻るのではなく，Fig. 8a，b に示した如く，一定の温度領域のなかで連続的に常磁性に戻る．このため，温度―比透磁率曲線から決定した Tc と実際の現象との間に多少のずれが生じるのはやむを得ない．臨床的に使用する場合は，理論的に決定された Tc はあくまでも発熱素子の上限温度の目安とし，実際には個々の発熱体の温度特性を事前に厳密に評価しておく必要があると考えられた．また，フェライトの温度―比透磁率特性からみて Tc 近傍では比透磁率の減衰分を印加磁界強度が補償し，同一発熱体でも上限温度にある程度の変動をもたらすことが予想される．

実際，ソレノイド内の磁界強度は場所によって異なる．著者等が使用している内径60cm の大型コイルでは，ソレノイド中心軸上でソレノイド中心から5cm 離れると，磁界強度は約3％，10cm 離れると7％減衰する．そこで，発熱体上限温度の印加磁界強度依存性について実験3で調べたが，上限温度の磁界強度依存性は，0.6℃/KA/m であった．実際の治療時には，磁界強度2KA/m のソレノイド中心に発熱体がくるように体位を設定した場合前後に仮りに5cm 移動したとしても，その磁界強度の変動は0.06KA/m であり，上限温度に換算して，0.1℃以下におさえられる．なお，ソレノイドの長軸と直角となる方向での磁界強度の変動は，±5cm 以内では長軸方向のそれと比較して無視できる程度（5cm のずれで1％以下）である．また，磁界強度による上限温度の変動は，発熱体のデザインによりかなりの差がでる．

この実験では，Fig. 1に示したように，ロッドに10μm 厚の銅蒸着を施したものを使用したが，30μm 厚の銅箔を環状にし装着したものでは，印加磁界強度1KA/m あたり上限温度の変動は2℃にもなった．一方，同じ30μm 厚の銅環を3つに分割し，各々の間を2～3mm 離して装着すると，磁界強度1KA/m の上限温度の変化は銅―コンスタ

ンタン熱電対による温度測定では，観測にかからないほど小さなものであった．このデザインのものは，加温開始直後の温度上昇の立上りも急であり，発熱素子として有望であるが，銅箔を環状に作る際，端点の接合法によって性能にばらつきができるため現在品質の安定化を検討中である．しかし，10μm 厚の銅蒸着発熱体を使用しても，治療時にソレノイドのほぼ中心部に発熱体がくるようにすれば，上限温度の磁界強度による変動は前述のように0.1℃以下となり多少の場所の移動による上限温度の再評価は必要ないと考えられた．

発熱体の出力を実験4で評価した．印加磁界強度1.5KA/m 周波数43.7KHz にて，直径4mm 長さ30mm の発熱体で最低3.7W，直径2mm 長さ10mm の発熱体で最低0.2W の出力が保証された．これは，式(1)で与えられた理論上の出力と比較するとまだ十分とは言い難く，現在更なる高出力化にとりくんでいる．

本方式では比較的低い周波数の磁界を使用するため，生体内に留置された発熱体に十分なエネルギーの供給が行われ，出力低下も上限温度の下降も起こらないことが期待される．これについて，実験的に検証したのが実験5である．組織内加温用小型発熱体をファントム内に埋め込んだ実験においても，また腔内加温用大型発熱体を成犬の直腸に留置した実験でも，発熱体の加温開始時より温度上昇率，上限温度とも室内大気中での結果とのあいだに差は認められなかった．これより，磁界の反射，減衰は無視し得ることが確認された．実際の治療においても，発熱体の留置部位を考慮した出力，温度特性の補正は不要であるといえる．最後に，組織内加温用小型発熱体をファントム内に埋め込み，その温度分布を観察した．なお，発熱体の Tc と，ファントム表面の最高温度が一致しないのは，コイル内で加温後，ファントムを取り出してサーモビジョンで温度を測定し終わるまでに15秒程度の時間が経過しており，その間に，ファントム表面が冷却されたためであろうと考えられる．この結果，温度分布の他に温度勾配を考慮に入れると，小型発熱体1本が組織内に埋め込まれたとき特異的に温度が上昇する領域は，発熱体長軸と一致する長径10～13mm，短径5～10mm の楕円体と思われる．温熱療法に有効な加温領域の大きさが発熱体の上限温度に強く影響されることは当然であるが，この領域の決定には発熱体の出力もまた大きく関与すると考えられる．実験は寒天ファントムを使って行なったものであるが，この程度の出力の発熱体による実際の組織内加温時には血流の冷却効果等を考慮にいれて発熱体の上限温度はやや高めのものを使用し，複数個の発熱体を同時に腫瘍内に刺入する場合はその間隔は1cm 以内にするべきであると考えられた．なお，血流による冷却効果を考慮にいれた有効治療領域の評価，複数個発熱体使用時の至適配置間隔等については，現在動物実験により検討を行っている．

結　語

感温フェライトと非磁性金属よりなる複合発熱体を用いる局所加温法について臨床応用を前提とした基礎的検討を行ない以下の結果を得た．

1. 印加磁界内で加温された発熱体は感温フェライトのキュリー温度に応じた上限温度をもち，それ以上の高温にはならない．

2. 発熱体は上限温度到達後自己温度調節能を発揮し，上限温度を維持するが，その精度は±0.2℃以内であった．

3. 印加磁界強度により発熱体の上限温度は多少変動するが，その変動幅は磁界強度1KA/m 当たり0.6℃であり実際の治療時には無視できると考えられた．

4. 出力については，印加磁界強度1.5KA/m 周波数43.7KHz の条件下，直径4mm 長さ30mm の比較的大きな腔内用円柱状発熱体で最低3.7W，直径2mm 長さ10mm の組織内加温用のものは，印加磁界強度9.9KA/m，周波数41.6KHz で最低0.2W が供証された．

5. 本方式で使用する磁界強度1.5～10KA/m，周波数40KHz 程度の印加磁界は，ファントム実験及び，犬を用いた実験により，生体での発熱，減衰，反射等は無視できることが確認された．

6. ファントムによる組織内加温の実験では，直径2mm 長さ10mm の円柱状発熱体による有効加温領域は，発熱体長軸方向に一致した長径1.3cm，

短径1.1cmの楕円体であった．実際の治療では血流による冷却効果等を考慮し，治療温度よりやや高めのキュリー温度の発熱体を使用する必要があると考えられた．

7．本方式による局所温熱療法は，治療対象となる臓器，部位にある程度の制約はあるものの，磁界が生体で反射，減衰しないこと，発熱体の自己温度調節能が非常に優れていることなどから腔内加温，組織内加温にきわめて有望であると考えられた．また，組織内加温のうちでも，脳腫瘍等については加温中に感染の危険を伴う接触的温度測定が不要であり，特に本方式の性能を発揮するものと考えられた．

本研究開始時より惜しみない御指導と貴重な御教示とをたまわった東北大学工学部教授村上孝一先生，福島県立医科大学放射線科山口　満氏，山田久夫氏，日本電気（株）高橋　信氏に心からの感謝をささげるものである．

本論文の内容の一部は第46回日本医学放射線学会総会及び第77回日本医学放射線学会北日本地方会において発表した．

なお，本研究の一部は昭和61年度文部省科学研究費助成金（研究課題番号61570514）によった．

文　献

1）阿部光幸：癌ハイパーサーミアの展望，菅原　努，阿部光幸編：ハイパーサーミア癌治療の新しい方法，マグブロス出版，15—27，1984

2）松木英敏，村上孝一，佐藤知矢，他：ソフトヒーティング法とハイパーサーミア，第24回東北大学電気通信研究所シンポジウム論文集，120—127，1988

3）Matsuki H, Murakami K, Satoh T, et al : An optimum design of a soft-heating system for local hyperthemia. IEEE transactions on magnetics. MAG-23 : 2440—2442, 1987

4）柄川　順，筑山　巌，梶浦雄一，他：低キュリー点強磁性体刺入による実験腫瘍の組織内加温法，日本ハイパーサーミア学会誌，3 : 1, 35—39, 1987

5）Kobayashi T, Kida Y, Ohta M, et al : Experimental study on magnetic induction hyperthemia for brain tumor. Hyperthermia in cancer therapy, Mag Bros. Inc, 158—159, 1984

6）Stauffer PR, Cetas TC, Jones PC : Magnetic induction heating of ferromanetic implants for inducing localized hyperthermia in deep seated tumors. IEEE Transactions on Biomedical Engineering BME-31 : 235—251, 1984

7）Stauffer PR, Cetas TC, Fletcher AM, et al : Observations on the use of ferromagtnetic implants for inducing hyperthermia. IEEE Transactions on Biomedical Engineering BME-31 : 76—90, 1984