

# マイクロ波・超音波照射下で使用可能な医療用オールセラミックサーミスタの開発

小山職業能力開発短期大学校 松井 岳巳・枝野 行雄・青木 亮二  
石川職業能力開発短期大学校 谷口 忠勝

Development of a High Impedance All Ceramic Thermistor for Medical Use Non-interfered with Ultrasound and Microwave.

Takemi MATSUI, Yukio EDANO, Ryouji AOKI, Tadakatsu TANIGUCHI

**要約** ハイパーサーミアは、癌細胞が正常細胞に比べて温熱に弱いことを利用し、癌細胞を43.5℃程度まで加温して死滅させる療法である。加温方法には超音波を照射する方法やマイクロ波を照射する方法などがあるが、臨床ではマイクロ波による加温が一般的に行われている。これはマイクロ波が比較的広い領域の加温に適しているためである。しかしマイクロ波による深層部の癌病巣の加温は困難である。一方、超音波は深部の加温が可能であるが加温領域が狭い。このため、超音波とマイクロ波を同時照射することにより両者の欠点を補う研究が行われている。本研究ではマイクロ波加温と超音波加温の両者に使用可能なサーミスタの開発を行った。温度検出部とリード線にマイクロ波の干渉を受けないセラミックスを使用し、これに数種の材料でシールドを行い、超音波照射時とマイクロ波照射時のノイズを評価した。その結果、ステンレスでシールドしたサーミスタは超音波照射実験とマイクロ波照射実験の両方でノイズが認められなかった。超音波に対してノイズ発生がなかったのは、サーミスタのコーティング用のテフロンとステンレスの界面で超音波の反射があり、サーミスタの温度検出部が超音波のエネルギーを直接吸収しないためであると考えられる。本サーミスタは超音波加温とマイクロ波加温の両用サーミスタとして有望であると考えられる。

## 1. はじめに

ハイパーサーミアは温熱療法の総称であるが近年では癌の温熱療法を示す場合が多い。これは、癌細胞が正常細胞に比べて温熱に弱いことを利用し、癌細胞を43.5℃程度まで加温して死滅させる療法である。加温の方法としては患者の血液を体外に取り出して血液を加温する方法、超音波を照射する方法、RF波やマイクロ波等の電磁波を患部に直接照射する方法などがあるが、ハイパーサーミアの臨床においてはマイクロ波による加温が一般的に行われている。これは、マイクロ波が皮膚表面の比較的広い範囲の加温に適しているためである。しかしマイクロ波は浸透深度が浅いため、マイクロ波による深層部の癌病巣の加温は困難である。一方、超音波は深部の加温が可能であるが加温範

囲が狭い。このため、超音波とマイクロ波を同時照射することにより両者の欠点を補う研究が行われている<sup>1)</sup>。

ハイパーサーミアによる癌治療の臨床において、正常組織を破壊せずに癌細胞だけを選択的に死滅させるためには組織温度を正確に測定する必要がある。しかし、加温用の電磁波や超音波が温度センサーに直接エネルギーを与え温度センサー自身を発熱させるために、通常の温度センサーでは正確な温度測定が困難である。筆者らは電磁波の干渉を受けない高インピーダンスのオールセラミックサーミスタ (All Ceramic Thermistor: ACT)を開発したが<sup>2)</sup>、本研究ではACTを基に、電磁波加温と超音波加温の両者に使用可能なサーミスタの開発を行った。ACTは温度検出部にSiCセラミックサーミスタを用い、リード線にはSiC繊維

を使用している。緻密化した SiC は電磁波の吸収が少ないことが知られており<sup>3)</sup>、ACT では加温用電磁界による温度検出部の発熱は認められない。さらに SiC 繊維は高インピーダンスなので電磁波によって生じるリード線の誘導電流も無視できる。このため ACT は強電磁環境下での使用が可能である。本研究では超音波のエネルギーをサーミスタの温度検出部が直接吸収するのを防ぐために ACT にさまざまな材料でシールドを行い、電磁波加温と超音波加温の両者に使用可能なサーミスタの開発を行ったので以下に報告する。

## 2. 実験

### 2.1 オールセラミックサーミスタの構造および仕様

図1に ACT の先端部の構造を示す。ACT は温度検出用の超高抵抗 SiC セラミックサーミスタ<sup>4)</sup>、リード線の高抵抗 SiC 繊維、およびコーティング材のテフロン熱収縮チューブから構成される。SiC セラミックサーミスタの抵抗は室温で約15 MΩ であり、抵抗の温度係数は約200 KΩ/°C である。また、SiC 繊維の抵抗は約40 KΩ/cm で、抵抗の温度係数は約10 Ω/°C・cm となっている。SiC 繊維の抵抗の温度係数は SiC セラミックサーミスタに比べて十分に小さく、SiC 繊維の抵抗は安定している。このため、Bowman<sup>5)</sup>が採用した4端子法を用いることなく、2端子による温度測定が可能になるため ACT の構造は単純なものとなる。

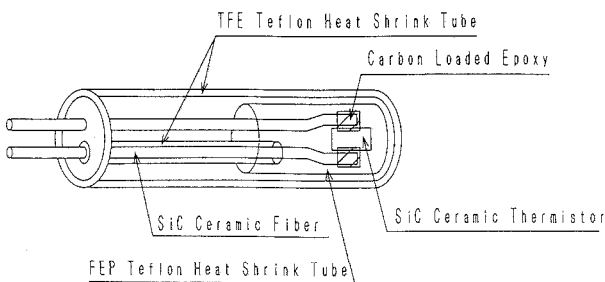


図1 ACTの先端部の構造

### 2.2 温度測定システム

高精度な温度測定を行うためには定期的にサーミスタの校正を行うことが不可欠である。このため本研究ではサーミスタの自動校正を行い、サーミスタの校正データとサーミスタによる温度測定の結果をフロッピーディスクに納め、必要な時にデータを読み出すことが可能なシステムを構築した。

図2に超音波による加温時の温度測定システムを示す。測定システムは、ACT、エレクトロメータ、GP-IB

インターフェイス付きのパーソナルコンピュータ、水槽内に入れた純水と超音波アクチュエーターより構成されている。温度測定時には、ACT に電圧を5 V 印加した時の電流をエレクトロメータで測定し、パーソナルコンピュータに転送してサーミスタの抵抗を求め、予め求めた校正データを用いてこのサーミスタの抵抗から温度を求め、パーソナルコンピュータの画面に温度の時間変化を表示する。

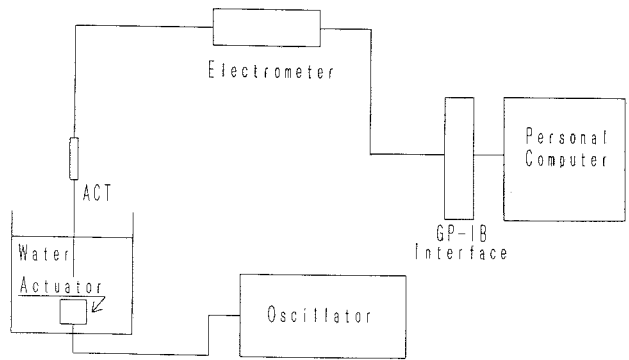


図2 超音波照射時の温度測定システム図

### 2.3 マイクロ波照射時における温度測定

ACTの耐マイクロ波特性を調べるために、電波レンズアプリータ付き430 MHz マイクロ波加温装置<sup>6,7)</sup>で筋肉等価寒天ファントムを加温し、ファントム内に挿入したACTでマイクロ波照射時のファントム温度を実測した。測定開始後1分から出力300 W でマイクロ波照射を開始し、5分間連続的に加温した後マイクロ波出力を停止した。アプリータからACTの測温部までの距離は3 cm とした。

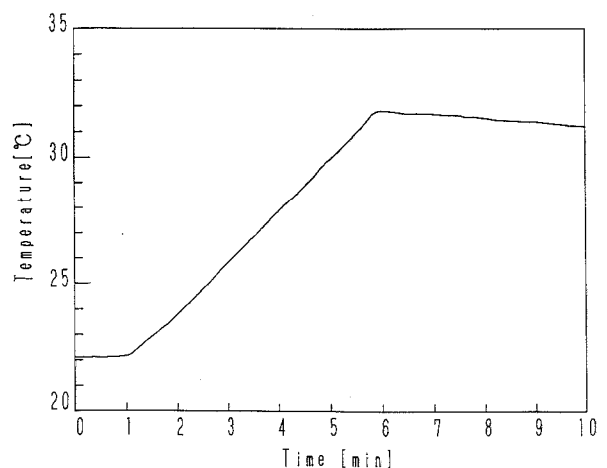


図3 ACTで測定した、マイクロ波加温時における筋肉等価寒天ファントムの温度変化

### 2.4 超音波照射時における温度測定

各種シールド材料の超音波遮断特性を評価するため

に、アルミニウム、ステンレス、真鍮、セラミックス（アルミナと二酸化珪素の複合材料）の各材料でシールドした ACT、およびシールド無しの ACT を用いて超音波で加温中の純水の温度測定を行った。シールドはすべて外径 3 mm 内径 2 mm の先端が閉じた円筒を使用した。周波数 40 KHz、出力 50 W の超音波を純水中においてそれぞれの材料でシールドした ACT に照射した。アクチュエータからサーミスタの温度検出部までの距離は 10 mm とした。測定開始後 1 分で加温を開始し 7 分経過後超音波出力を停止した。

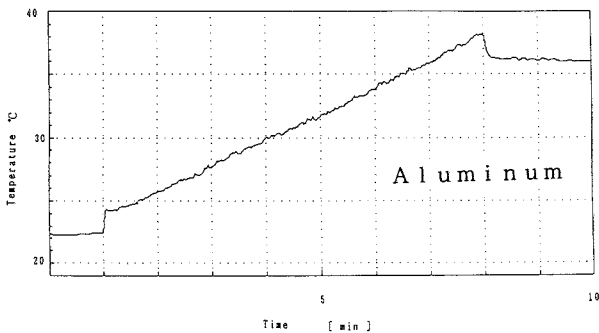


図 4 ACT で測定した超音波照射時の水温変化 (アルミでシールド)

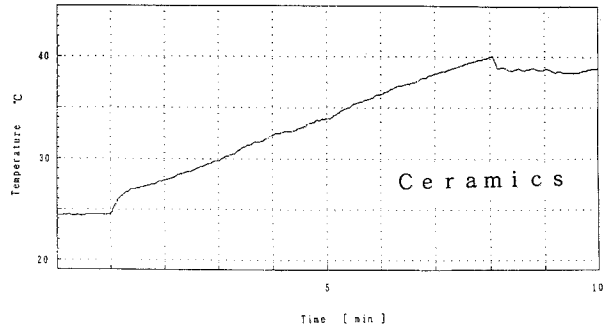


図 7 ACT で測定した超音波照射時の水温変化 (セラミックスでシールド)

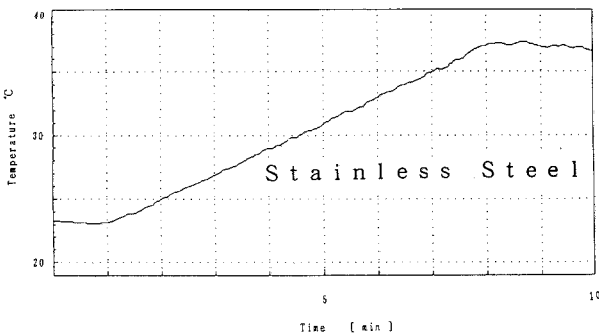


図 5 ACT で測定した超音波照射時の水温変化 (ステンレスでシールド)

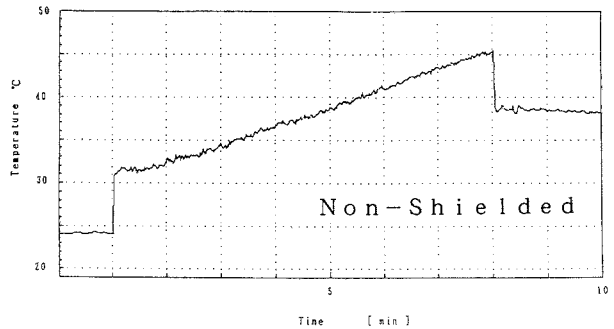


図 8 ACT で測定した超音波照射時の水温変化 (シールド無し)

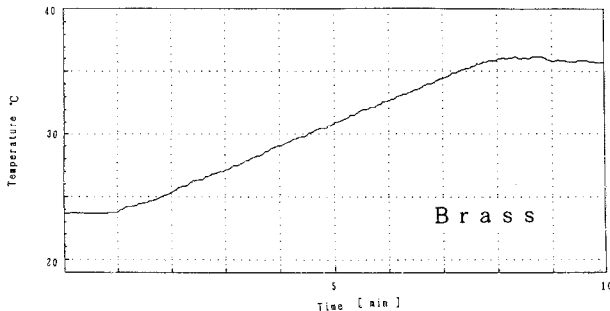


図 6 ACT で測定した超音波照射時の水温変化 (真鍮でシールド)

### 3. 結果

図 3 にマイクロ波出力 300 W で筋肉等価寒天ファントムを加温した時の ACT で測定したファントム温度の時間変化を示す。ファントムの温度は、加温開始後、昇温速度 2 °C/min でほぼ直線的に上昇し、加温停

止後ほぼ直線的に降下している。サーミスタの温度検出部が電磁波を直接吸収した場合、サーミスタ自体が加温されるので、加温開始時および停止時に急激な温度変化が生じること、またサーミスタの近傍に局所的な高温部分（ホットスポット）が生じた場合、加温停止後に指数関数的な温度降下が生じることが報告されている<sup>7)</sup>。この図において加温停止直後の急激な温度降下および指数関数的な温度降下は認められないため、ACT はマイクロ波によるノイズおよびホットスポットの影響を受けないことが確認された。

Bowman は、1 °C/min でのマイクロ波による加温時に若干のサーミスタの発熱を報告している<sup>5)</sup>。本実験において、マイクロ波出力 300 W の時のファントムの昇温速度は、これより大きいにもかかわらず、図 3 において加温停止時に急激な温度降下は認められないのでマイクロ波によるサーミスタの発熱は無いと考えてよいだろう。これは、SiC セラミックサーミスタが十分に致密化しておりマイクロ波をほとんど吸収しないことに依るものと思われる<sup>3,4)</sup>。

図 4 から図 8 に超音波出力 50 W で純水を加温した時の各種材料でシールドした ACT を用いて測定した水温の時間変化を示す。加温開始後、シールドの有無に関わらずサーミスタの指示温度は昇温速度 2 °C/min で上昇した。シールド無しの場合、加温開始時と停止時における約 7 °C の急激な温度変化および加温中

のノイズが観測された。アルミニウムまたはセラミックスでシールドした場合、加温開始時と停止時における約2℃の急激な温度変化および加温中のノイズが観測された。ステンレスまたは真鍮でシールドした場合はこの様な急激な温度変化、および加温中のノイズは観測されなかった。生体への適合性も考慮すると、これらのシールド材料のなかでステンレスが超音波加温に最も適していると結論される。

#### 4. 考察

本研究では出力50 Wの小出力の超音波発振器を使用した。シールドを施さないACTに於いて、加温開始時に観測された急激な温度上昇から求められる超音波のエネルギー強度は約1 W/cm<sup>2</sup>であり、これは超音波が生体に影響を及ぼさないと考えられる最大エネルギー<sup>10)</sup>に対応する。小出力の発振器で比較的大きなエネルギー強度が得られた理由としてアクチュエータからACTの温度検出部までの距離が10 mmと小さいこと、超音波の吸収が少ない純水を媒体として使用したことが考えられる。

ACTにシールドを施すことによって、超音波加温開始時と停止時の急激な温度変化が減少する理由として以下の二つが考えられる。

第一に、ACTのコーティング材料であるテフロンとシールド材料の音響インピーダンスが異なるために両者の界面で超音波の反射が生じることが考えられる。テフロンの音響インピーダンスを $Z_T$ 、シールド材料の音響インピーダンスを $Z_S$ 、超音波の透過率を $T_1$ とすると

$$T_1 = 4(Z_T/Z_S) / (1 + (Z_T/Z_S))^2$$

$$\approx 4 Z_T/Z_S \dots\dots\dots \text{①}$$

〔∵  $Z_T \ll Z_S$ 〕

となる。ここで、シールド材料の体積弾性率を $\kappa$ 、平均密度を $\rho$ とすると

$$Z_S = \sqrt{\kappa \rho} \dots\dots\dots \text{②}$$

となる<sup>9)</sup>。ステンレスの平均密度および体積弾性率は共にアルミニウムと比較して約3倍であり、②式よりステンレスの音響インピーダンスはアルミニウムの約3倍となる。よって①式より、ステンレスでシールドするとアルミニウムでシールドする場合に比べて超音波の透過率が約1/3となる。このため、ステンレスでシールドした場合には、サーミスタの温度検出部が超音波のエネルギーを直接吸収することによって生じる発熱が観測されなかったものと思われる。本実験では周波数40 KHzの超音波をサーミスタに照射したが、

一般に臨床応用においては周波数1 MHzから3 MHzの超音波を使用する。②式に示す様に、音響インピーダンスは周波数に依存しないためステンレスでシールドしたACTは臨床常用域を含む広い周波数範囲で使用可能であると考えられる。

第二に、シールド材料が超音波を吸収することが考えられる。金属中の格子欠陥によって生じる電子散乱によって超音波が吸収されることが報告されており<sup>11)</sup>、これがサーミスタの温度検出部が超音波を直接吸収して発熱するのを防いでいることが考えられる。

本研究では、シールド材料の決定を主な目的としたために外径3 mmのシールドを用いており、このままでは本サーミスタを臨床には使用できない。しかし、シールド用ステンレスとACTのコーティング用テフロンとを薄くすることにより外径を1 mm程度にすることが可能である。本サーミスタの超音波シールド効果は、主としてステンレスとテフロンとの界面における超音波の反射に起因すると考えるなら、サーミスタの外径を1 mm程度にしても、ステンレスとテフロンとの界面に変化は生じないので本研究とほぼ同様な特性が得られるものと予想され、本サーミスタは超音波とマイクロ波の両用サーミスタとして極めて有望であると考えられる。

#### 5. 結語

本研究では電磁波の干渉を受けないACTを基に、超音波加温と電磁波加温の両者に使用可能なサーミスタの開発を行った。ステンレスでシールドしたACTは超音波照射実験でノイズが認められず、超音波照射とマイクロ波照射の両用サーミスタとして極めて有望であると考えられる。

#### 謝辞

本研究をすすめるにあたり、貴重なご意見、ご助言を賜った職業能力開発大学校の岡野一雄助教授、防衛医科大学校の菊地眞教授、東京女子医科大学の石島正之助教授、ファントムを用いた加温実験にご協力を賜った榎トキメックの近藤正博氏に心から感謝申し上げます。

本研究は平成5年度指定研究の助成により行われました。この場をお借りして、関係各位に心から感謝申し上げます。

#### 参考文献

1) 河内由布子、二川佳央、森 真作：超音波併用マ

- マイクロ波加温に関する基礎的検討、日本ハイパーサーミア誌 9(3) : 223、1993
- 2) T. Matsui and M. Kikuchi : The development of a high impedance all ceramic thermistor resistant to microwave irradiation: its possible medical application, Int. J. Hyperthermia, 11, 3, 437-45, 1995
  - 3) J. Fischer, J. Benson, and D. A. Boyd : Submillimeter and millimeter reflection spectroscopy of vacuum compatible absorbing materials, Int. J. Infrared Millimeter Waves, 4, 4, 591-597, 1983
  - 4) 岡野一雄 : SiC 焼結体の電気伝導, 窯業協会誌94(1) : 219-225、1986
  - 5) R. R. Bowman : A Probe for Measuring Temperature in Radiofrequency Heated Material, IEEE trans., MTT-24, 43-45, 1976
  - 6) 二川佳央、菊地 眞 他 : 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I報) —電波レンズアプリータの開発—, 日本ハイパーサーミア誌 4(2) : 156-161、1988
  - 7) 菊地 眞、二川佳央 他 : 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誌 4(2) : 163-172、1988
  - 8) 菊地 眞、加藤博和 他 : ハイパーサーミア装置の操作ガイド I-RF 容量結合型加温法—, 日本ハイパーサーミア誌 5(4) : 85-98、1989
  - 9) 永田邦一、“電子音響工学”(朝倉書店、1987)p. 14、p. 19
  - 10) 診断用超音波の安全性に関する見解 : 超音波医学 11(1) : 41-46、1984
  - 11) Y. Kogure, H. Endo, Y. Hiki : Scattering of Electrons by Dislocations in Aluminum Studied by Ultrasonic Method, J. Phys. Soc. Jpn. 56, 4, 1404-1413, 1987