

原著

マイクロ波組織内加温に使用する
ヘリカルコイル・アンテナの温度分布特性佐 藤 透^{*1} Stauffer P.R.^{*2} Fike J.R.^{*2}

はじめに

近年、悪性腫瘍に対する補助療法の一つとして温熱療法に関心が高まっている。頭頸部癌、子宮癌および乳癌などにおいては、温熱療法と放射線療法、または化学療法との併用により良好な治療成績が報告されつつある³⁾。これら一般の悪性腫瘍と同様に、悪性脳腫瘍などの深部腫瘍に対しても、温熱療法の応用が期待される^{5,6)}。

マイクロ波アンテナ、ラジオ波電極、または磁性体シードなどの熱源を目的とする組織部位に留置して行う組織内加温法は、周囲正常組織への加温を最小とし、目的とする腫瘍組織の選択的かつ比較的均一な加温が可能である。したがって、この加温方法はとくに深部腫瘍に対して温熱療法を行う上でもっとも適した方法の一つと考えられる。また、組織内加温療法は組織内照射療法と手技上共通点が多く、限られた治療域に対して温熱-放射線の併用療法を行う上で興味が持たれている^{3,5)}。

組織内留置が可能なマイクロ波アンテナを使用した加温は、現在もっともよく用いられる組織内加温方法である。しかし、現在用いられている半波長ダイポール型²⁾、もしくはスロット型⁶⁾アンテナは、アンテナ軸方向への特徴的なマイクロ波放射パターンから、治療域の大きさに応じて加温の調節を行う上で、時に困難な場合が生じてくる。

最近われわれは、同軸ケーブルの終末部に螺旋構造物を用いた 915 MHz 用ヘリカルコイル・マ

イクロ波アンテナを試作した。本稿では、このマイクロ波アンテナの温度分布特性をファントムを用いて検討したので、その有用性につき報告する。

1. 材料と方法

1) マイクロ波アンテナの作製

アンテナはマイクロ波周波数 915 MHz で使用するように中心導体、絶縁体、および外部導体からなる径 0.95 mm の同軸ケーブル (UT-34M, Uniform Tubes Inc.) を用いて作製した。まず、同軸ケーブルの終末部で、外部導体を先端で切断し、同軸ケーブルから取り除き、中心導体と絶縁体のみにした。次に、細線を銅線に巻き付け、ヘリカルコイルを作製した。このコイル片を絶縁体上に組み入れた後、中心導体とコイル遠位端で接合し、近位端は外部導体との間に“ギャップ”を設けて非接合とした (HCS アンテナ, 図1)。アンテナは、コイル巻数、ギャップ (mm) およびギャップからアンテナ先端までの長さ (mm) の順に表示した (例えば、HCS-35(1)36はコイル巻数35, ギャップ1 mm, ギャップからアンテナ先端までの長さ 36 mm の HCS アンテナ)。

2) ファントムにおける加温実験

まず 5 mm の間隔で、互いに平行に配列したシリコンチューブ (内径 1.8 mm) とテフロンチューブ (内径 1.2 mm) をプラスチック製容器内に支持した。次に、筋肉組織等価ファントム¹⁾ (Tx-150 8.46%, NaCl 1.05%, Polyethylene powder 15.01%, および蒸留水 75.4%) を作製し、この容器内に充填した。

アンテナはシリコンチューブ内に留置し、915

*1 岡山大学医学部脳神経外科学教室

*2 カリフォルニア大学サンフランシスコ校放射線腫瘍科

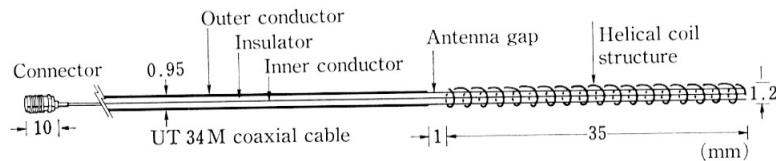


図 1 Schematic illustration of helical coil microwave antenna [HCS-35(1)/36]. Helical coil structure is connected with the coax inner conductor at the antenna tip, but is separated from the coax outer conductor by an antenna gap.

MHz マイクロ波発振装置 (Mark VI, Clini-therm Co.) を使用して、20ワット (net power)・30秒間の加温を行った。1 cm 間隔で連続した 4 点の温度測定が可能なオプティカルファイバー製の多点温度センサー (TS 1200, Clini-therm Co.) 2 本を、ファントム容器の両側面から、アンテナと平行で、かつアンテナ軸から 5 mm 離れたテフロンチューブ内に挿入し、温度を測定した。アンテナ軸方向での温度分布特性は、得られた温度変化から算出した各測定点での specific absorption rate⁴⁾ (SAR: dT/dt)、もしくはアンテナ軸方向での SAR の最大値 (ピーク) を 1 とした normalized SAR で示した。また、得られたそれぞれの温度分布パターンから、ピーク値の 50% 以上を示す加温域の長さを求め有効加温長とした。

3) アンテナ温度分布特性の検討

以下の 5 項目につき検討した。

(1) ギャップからアンテナ先端までの長さのアンテナ温度分布特性に及ぼす影響

螺旋密度 10 巻/1 cm のヘリカル・コイルをギャップ間隔 1 mm、ファントム内アンテナ刺入長 7 cm で使用し、コイル長を 20 mm から 50 mm の範囲で変化させた場合の温度分布パターンを検討した。

(2) ヘリカルコイル螺旋密度のアンテナ温度分布特性に及ぼす影響

ギャップからアンテナ先端までの長さ 36 mm、ギャップ間隔 1 mm で、異なった螺旋密度 (7, 10, 16 巻/1 cm) を有するヘリカルコイル・アンテナを作製し、ファントム内刺入長 7 cm の時の温度分布パターンを検討した。

(3) ギャップ間隔のアンテナ温度分布特性に及ぼす影響

ギャップからアンテナ先端までの長さ 36 mm、

螺旋密度 10 巻/1 cm のヘリカルコイル・アンテナにおいて、ギャップ間隔を 1 mm から 26 mm の範囲で変化させ、ファントム内刺入長 7 cm 時の温度分布パターンを検討した。

(4) ヘリカルコイル材質のアンテナ温度分布特性に及ぼす影響

HCS-35(1)/36 アンテナにおいて、nichrome, vanished copper, silver plated copper (SPCW) の 3 種類の細線からなるコイルを組み入れて、ファントム内刺入長 7 cm 時の温度分布パターンを検討した。

(5) アンテナ刺入長のアンテナ温度分布特性に及ぼす影響

HCS-35(1)/36 および HCS-10(26)/36 のアンテナを用いて、アンテナをファントム表面から 4.5 cm, 7 cm, 10.5 cm の異なった深さに刺入した時の温度分布パターンを検討した。

2. 結 果

1) コイル長を 20 mm から 50 mm の範囲で変化させた時のアンテナ軸方向での温度分布特性を図 2 に示した。コイル長 30 mm および 40 mm [HCS-30(1)/31 および HCS-40(1)/41] では、コイル長にほぼ一致してアンテナ遠位部に局限した加温域が認められ、有効加温長はそれぞれ 3.2 cm, 4.2 cm であった。これらのアンテナに比べてコイル長 2 cm および 5 cm では、加温域はコイル部に局限しなかったが、有効加温長はそれぞれ 6.4 cm, 4.3 cm であった。

2) ヘリカルコイル螺旋密度の変化とアンテナ温度分布特性との関係を図 3 に示した。いずれの螺旋密度の場合も、加温域はアンテナ遠位部に局限して認められた。螺旋密度による有効加温長には大きな違いは認められなかったが、その温度分

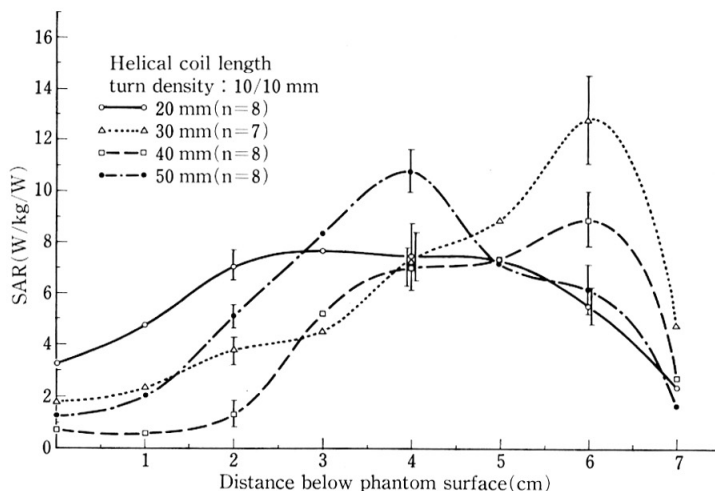


図2 Effects of helical coil length on the HCS antenna performance. Effective heating length from a single antenna varies with coil length.

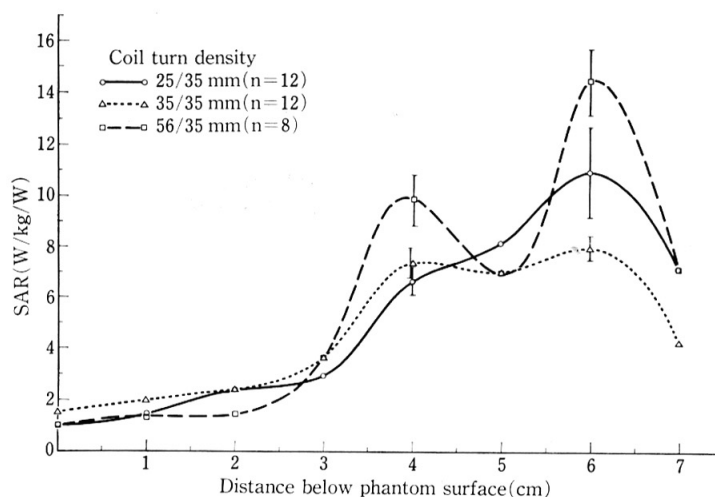


図3 Effects of turn density on HCS antenna performance. Heating areas are localized deep around the coil sections, however turns of coils affect the power deposition (SAR) profiles of the antennas.

布パターンは HCS-25(1)/36, HCS-56(1)/36 に比べて HCS-35(1)/36 で比較的均一な加温域が認められた。

3) ギャップ間隔のアンテナ温度分布特性に及ぼす影響を図4に示した。ギャップ間隔1 mmと16 mm [HCS-35(1)/36, HCS-20(16)/36] では、アンテナ遠位部に限局した加温域が認められたが、ギャップ31 mm [HCS-5(31)/36] では、ギャ

ップ近位端付近にピークを有する温度分布パターンが認められた。一方、ギャップ21 mmと26 mm [HCS-15(21)/36, HCS-10(26)/36] では、これらの移行型とも言える温度分布パターンを示した。

4) ヘリカルコイルアンテナ [HCS-35(1)/36] のコイル材質として, nichrome, copper, silver plated copper (SPCW) の3種類を用いた時の温

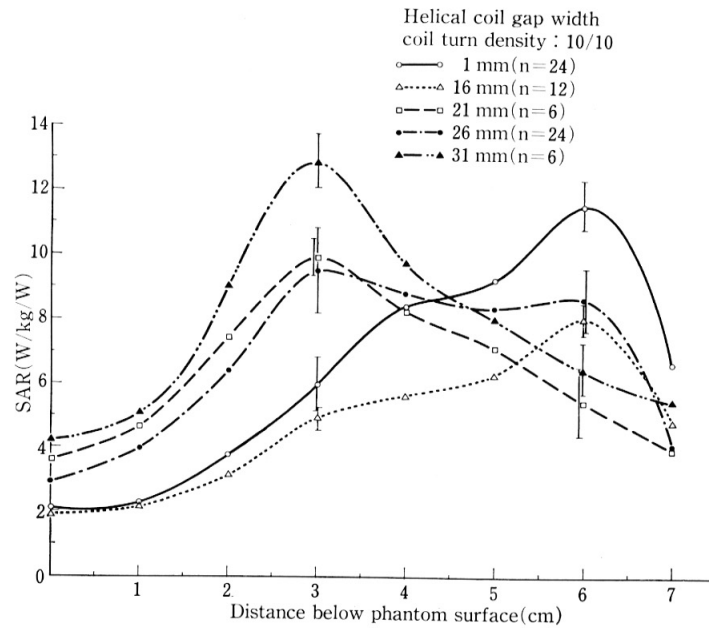


図 4 Effects of antenna gap width on HCS antenna performance.
Note an antenna with 26 mm gap [HCS-10(26)/36] provides an extended heating areas with a plateau peak.

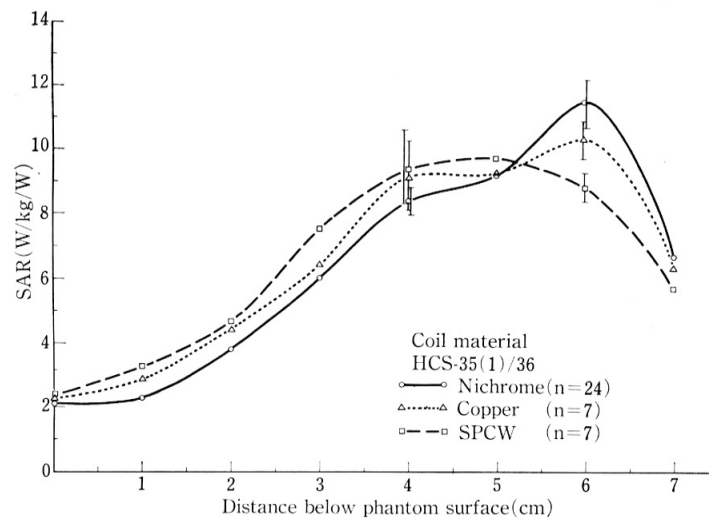


図 5 Effects of coil materials on HCS-35(1)/36 antenna performance.
Effective heating areas are well-localized around the coil sections.

度分布パターンを図5に示した。いずれのコイル材質の場合も、アンテナ遠位部に限局した加温が認められたが、nichrome および copper ではアンテナ遠位端から 1 cm 近位のところにピークが認められたのに対し、SPCW では 2 cm と異なって

いた。

5) アンテナ刺入長 4.5 cm, 7 cm, 10.5 cm 時の HCS-35(1)/36 および HCS-10(26)/36 アンテナの温度分布特性を図6に示した。HCS-35(1)/36 アンテナでは、アンテナ組織内刺入長に関係

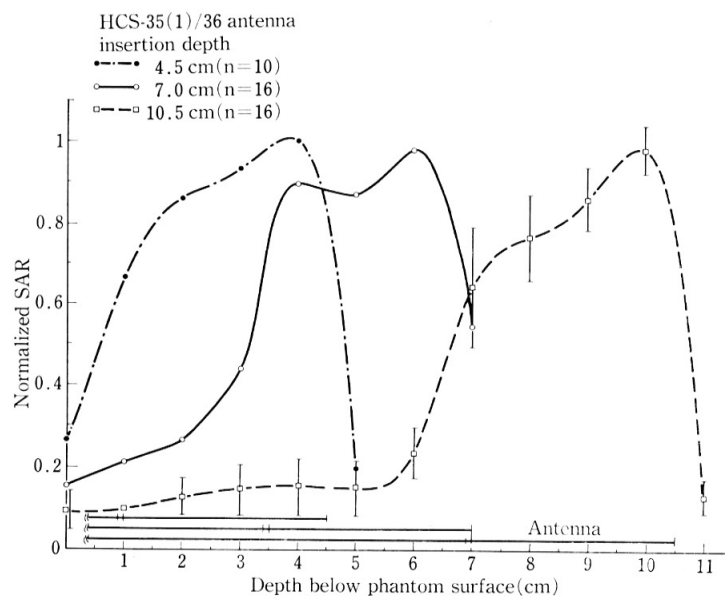


図 6a Effects of antenna insertion depth on HCS-35(1)/36 antenna performance. Note well-localized heating area at depth, which is independent of antenna insertion depth.

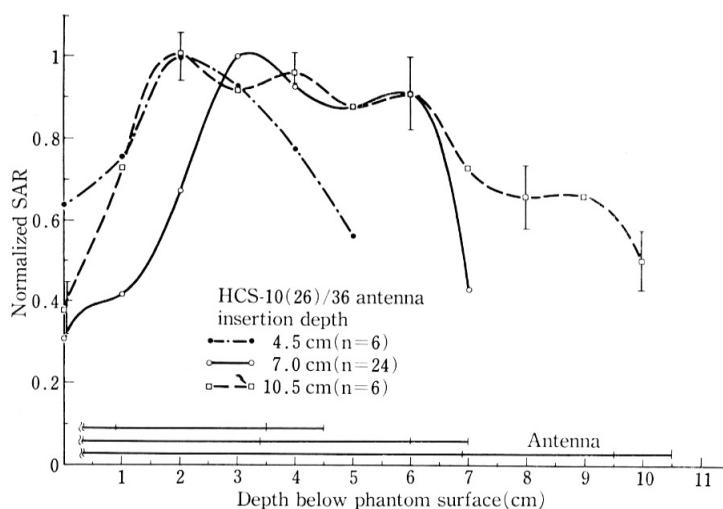


図 6b Effects of insertion depth on HCS-10(26)/36 antenna performance. Heating patterns are strongly affected by insertion depth. Note the expansion of the effective heating length with insertion depth.

なく、ヘリカルコイルの周辺に局限した加温域が一定して認められた。一方、HCS-10(26)/36 アンテナでは、加温域はアンテナ刺入長により著しく変化した。加温域はアンテナ刺入長の増大とともに拡大し、有効加温長はそれぞれ刺入長 4.5 cm

で 5 cm, 7 cm で 5.5 cm, 10.5 cm で 9.6 cm であった。また、いずれの場合もアンテナ刺入部やファントム表層での過剰な SAR は認められなかった。

3. 考 案

マイクロ波アンテナを目的とする組織部位に直接留置して行う組織内加温法は、皮下、筋肉組織など比較的浅い部位の腫瘍から内臓、脳などの深部腫瘍まで、幅広い部位に対し温熱療法を行うことを可能にしている。組織内加温を効果的に行うためには、治療域の大きさに応じて加温の範囲および温度を調節することが要求される。そのためには、いろいろな加温域・加温パターンを持つマイクロ波アンテナのセットが必要と考えられる。

これまで使用されてきた半波長ダイポール型²⁾、もしくはスロット型⁶⁾アンテナでは、その特徴的なマイクロ波放射パターンから、使用するマイクロ波周波数によってアンテナの物理的サイズが規定される。それゆえ、アンテナからの良好なマイクロ波放射を得るためには、治療域の大きさにかかわらず一定の深さ(2450 MHz で 2~2.5 cm, 915 MHz で 6~8 cm)にアンテナを組織内に刺入して使用することが必要とされる。その場合、1本のアンテナから得られる有効加温長は、通常2450 MHz で 1~1.2 cm, 915 MHz で 4~4.5 cmである。また、加温パターンはアンテナの組織内刺入長に依存して変化し、とくに刺入長が短い場合には、組織の表層およびアンテナ刺入部位に過剰な発熱が認められる。さらに、アンテナ軸方向での加温パターンは、本質的にはマイクロ波エネルギーの給電点(アンテナ・ジャンクション)を中心とした楕円を呈し、アンテナ先端部では十分な加温が得られない。その結果、適切な加温域を得るには、アンテナを実際の治療部位よりもさらに深く刺入することが必要となり、とくに脳・血管性組織ではアンテナ・カテーテルによる物理的組織損傷が問題となる。

本実験においては、ヘリカルコイル・マイクロ波アンテナを使用することにより、組織表層の加熱を伴うことなく、アンテナ軸方向への加温域を深部でコイル周辺に局限することが可能であった。また、ヘリカルコイル・アンテナは有効加温域をアンテナ先端部まで延長することができた。

さらに、アンテナの組織内刺入長に関係なく一定した加温域を得ることも可能であった。アンテナの有効加温長は、アンテナをファントム内に7 cm刺入した時、3.2 cm から 6.4 cm の範囲で変化させ得た。これらの結果から、ヘリカルコイル・マイクロ波アンテナは、ギャップからアンテナ先端までの長さ、コイルの螺旋密度、ギャップ間隔などを変更することにより、容易にそのアンテナ温度分布特性を変化させることが可能と考えられた。この特徴は、異なった加温域・パターンを持つ複数のヘリカルコイル・アンテナを組み合わせることにより、治療域の大きさに応じた加温域を目的とする組織部位に局限して創造する上で有用と思われる。

結論として、ヘリカルコイル・アンテナは異なったコイル構造を用いることにより温度分布特性を調節することが可能であり、比較的簡易に組織内加温計画が立てられる点で、マイクロ波による組織内加温の適応を拡大するものと考えられる。

この研究は一部 NIH grants CA-39428 と CA-13525 の援助を受けた。

文 献

- 1) Chou, C., et al.: Formulas for preparing phantom muscle tissue at various radiofrequencies. *Bioelectromagnetics*, **5**: 435-441, 1984.
- 2) de Sieyes, D.C., et al.: Some aspects of optimization of an invasive microwave antenna for local hyperthermia treatment of cancer. *Med. Phys.*, **8**: 174-183, 1981.
- 3) Emami, B., et al.: Interstitial thermoradiotherapy in treatment of malignant tumors. *Int. J. Hyperthermia*, **3**: 107-118, 1987.
- 4) Guy, A.W., Chou, C-K.: Physical aspects of localized heating by radiowaves and microwaves, Chapter 13, in *Hyperthermia in Cancer Therapy*, Storm K. ed, GK Hall Pub., Boston, Mass., pp 279-304, 1983.
- 5) Roberts, D.W., et al.: Interstitial hyperthermia and iridium brachytherapy in treatment of malignant glioma. *J. Neurosurg.*, **64**: 581-587, 1986.
- 6) Samaras, G.M.: Intracranial microwave hyperthermia. *IEEE-BME*, **31**: 63-69, 1984.

(受付: 1988. 1. 6.)

原著

I 期肺腺癌の予後に関する形態計測学的検討

栗田 宗次^{*1} 杉浦 孝彦^{*1} 布施 清子^{*2}
 奥田 克子^{*2} 蒲 貞行^{*2} 黒木 須雅子^{*2}
 佐藤 初代^{*2} 鈴木 亮而^{*2} 須知 泰山^{*2}

肺腺癌の予後は、TNM 分類に基づく病期によって異なることが一般に認められているが、I 期症例においても、約 40% は術後 5 年以内に死亡し、各症例における予後の推定は困難であり^{1,2)}、病期以外にも、組織像における分化度³⁾や細胞形態^{3,4)}も予後に関係することが報告されている。

今回、術後病理学的分類 I 期の肺腺癌について、術前の気管支擦過物における癌細胞を画像解析装置を用いて形態計測を行い、予後との関連性が認められたので報告する。

1. 対象と方法

症例は、愛知県がんセンターにおいて 1975 年から 1981 年の間に術前の気管支擦過細胞診が陽性で、肺切除術が施行され、術後病理学的分類による病期が I 期の原発性肺腺癌 13 例であり、術後 5 年以上生存した長期生存群 7 例と、5 年未満に死亡した短期生存群 6 例に分けて検討した。両群の症例は表 1 に示すごとく、性、年齢、PTNM 分類に差異はみられないが、組織亜型において長期生存群には高分化乳頭型が含まれ、短期生存群には低分化がみられ、両群に異なる傾向がみられる。転帰は長期生存群の 6 例が生存し、死亡例の死因は短期生存群の 6 例中 5 例は再発であり、短期生存群と長期生存群の各 1 例は合併症であった。

形態計測は画像解析装置 Magiscan 2 (Joyce-Loebl, 英国)を用いた。材料は術前の気管支擦過

表 1 Patient characteristics

	Long-term (≥5 years) survivors	Short-term (<5 years) survivors
No. of patients (male : female)	7 (5 : 2)	6 (4 : 2)
Age (yr) : mean (range)	60.4 (47~69)	56.2 (43~71)
PTNM : T1N0M0	4	4
T2N0M0	3	2
Histological subtype :		
well diff. papillary	3	0
mod. diff. papillary	1	0
mod. diff. tubular	3	4
poorly diff.	0	2
Status : alive	6	0
dead	1	6

物を塗抹し Papanicolaou 染色した細胞診標本である。各例 63~202 個、平均 167 個の癌細胞について、1,000 倍に拡大した画像の核縁をライトペンにてトレースし、核周長、核面積、核円形度を計測、計算した。核円形度は $4\pi \times \text{核面積} / (\text{核周長})^2$ であり、正円では 1.0、不整形となるに従って小さい値となる。核面積の大小不同は標準偏差と平均値の比であり、大きさに無関係な変異係数を用いた。核小体は明瞭に核小体と認められたものを数えて核小体数とし、核と同様に核小体辺縁をトレースし核小体面積を得た。

有意差の検定は、変異係数のみ χ^2 検定、その他はすべて Welch 法による t 検定を用いて行った。

*1 愛知県がんセンター内科

*2 愛知県がんセンター臨床検査部