アクティブ・サーモグラフィ法による乳ガン検査の可能性の検討

非会員 尹 鍾 賢 (秋田大学) 非会員 水戸部 一孝 (秋田大学) 非会員 片寄 喜久 (秋田大学)
非会員 小川 純一 (秋田大学) 正会員 吉村 昇 (秋田大学)

Possible Application of Active Thermography in Breast Cancer Inspection

Non Member Jonghyun Yoon(Akita University), Non Member Kazutaka Mitobe(Akita University), Non Member Yoshihisa Katayose(Akita University), Non Member Jun-ichi Ogawa(Akita University) and Member Noboru Yoshimura(Akita University)

ABSTRACT

We manufactured a far infrared ray (FIR) heater that uses natural zeolite as the radiation body, and conducted active thermography to heat the body surface with this FIR heater. We also evaluated the possible application for breast cancer inspection by examining eight subjects with breast cancer using this system. From the results of the thermal image and histogram analysis, we found that the temperature of the tumor region was higher than the normal tissue region in six out of eight subjects just before heating, and after heating for 1 or 2 minutes. Also, the dT_s/dT_r property was different from the tumor and blood vessel regions after heating for 1 or 2 minutes. This may become an important criterion in discriminating between tumor and blood vessel regions automatically in thermal images.

KEYWORDS : FIR heater, active thermography, breast cancer, natural zeolite

1. まえがき

人体の解剖的な構造の異常の有無を診断する X-線マンモグラフィに対して、サーモグラフィは放射線で被曝することなく生体の機能的な情報を収集できると考えられ、近年その価値が見直されている。乳ガン(breast cancer)検査へのサーモグラフィの利用は古く、1956 年 Lawson らにより悪性腫瘍が他の組織より温度が高いことを拠り所に皮膚温度の違いに基づく乳ガン検査を実施して以来、サーマルカメラを用いた多くの検査法が試みられ、正診率改善の努力が続けられてきた。

Keyserlingk ら¹⁾は乳癌検査においてマンモグラフィにサーモグラフィを加えることにより、正診率が 10%向上したと報告している。Ohasi と Uchida²⁾は体表面を強制的に冷却し、体温が上昇する過程を比較してその差分画像を作る手法(dynamic thermography)により、乳癌の正診率が 54%から 82%まで向上されたと報告している。また、Anbar ら³⁾は、悪性腫瘍細胞(malignant cells)から生じる一酸化窒素(NO)により生体組織の温度変化の減衰量に差が生じる現象を科学的根拠として、高感度、高時間分解能赤外線撮影システムを用いて体表面の温度変化を計測し、FFT により周期的な温度変化を画像化して乳癌の存在を検出する DAT (dynamic area telethermometry)技術を開発している。

生体組織の熱伝導率はその部位によって顕著に異なり、脂肪組織では $0.0005 \text{ cal}/(\text{s} \cdot \text{cm}^2 \cdot ^\circ\text{C})$ 、筋組織では $0.001 \text{ cal}/(\text{s} \cdot \text{cm}^2 \cdot ^\circ\text{C})$ 、直径 0.1mm 程度の血管を流れる血流で $0.24 \text{ cal}/(\text{s} \cdot \text{cm}^2 \cdot ^\circ\text{C})$ である⁴⁾。生体加熱に関する過去の研究において、遠赤外線(FIR)による

輻射加熱では、熱伝導および温風による対流熱伝達加熱と比べ血管の拡張が少ないため、加熱停止後でも組織に熱が蓄熱しやすい(保温性が高い)ことが報告されている^{5) 6)}。我々は従来のサーモグラフィ検査に遠赤外線(Far infrared ray: FIR)による加熱プロセスを加えることで能動的に体表面の温度をコントロールし、各生体組織の昇温特性の違いに基づき、腫瘍部、腫瘍部周辺の血管部および正常組織部を弁別できないか検討してきた⁷⁾。従来のサーモグラフィは身体の温度が室温と平衡した状態で受動的(passive)に測定する検査方法であるのに対して、本論文で試みる手法は体表面を能動的(active)に冷却・加熱して過渡的な温度変化を測定する検査方法であり、これをアクティブ・サーモグラフィ(active thermography)と定義する。

本論文では、昇温時の熱損失が少ない FIR による体表面を加熱する方法を採用し、FIR ヒータとサーマルカメラを組み合わせたアクティブ・サーモグラフィ検査システムを構築し、8 名の乳ガン患者のボランティアを対象として検査を実施する。さらに、得られた熱画像検査データから腫瘍部(malignancy)、腫瘍部周辺の血管部(blood vessel)、腫瘍部と左右対称の位置にある正常組織部(normal tissue)における熱パターンの変化を観察し、本手法による乳癌検査の可能性を検討する。

2. FIR 放射体ヒータの作製

FIR 放射体の作製方法について述べる。本論文では、過去の研究で遠赤外線放射特性に優れていた秋田県二ツ井町産の天然ゼオライトとパーライトを放射体の原材料として使用した。ゼオ

ライトは1100℃で1時間焼成した後、粒径 $5\mu\text{m}$ 以下の粉末状に粉碎し、ゼオライトとパーライトが2.0:1.0の重量比となる様に混合した。なお、試料を放射体として固定するため、試料とバインダー(アロンセラミックD)が1.0:0.67の重量比となるように混合してペースト状に加工した後、基板であるセラミックスボードに塗布した。

図1はペースト状試料をヒータに塗布する前後の写真を示す。セラミックスボード(縦12cm×横8cm×厚さ0.7cm)を6枚並列に固定し、放射体を均一に加熱するために、図1(a)に示すように直径0.45mm、抵抗率 $6.79\Omega\cdot\text{m}$ 、長さ2.8mのニクロム線を配置し、その上に図1(b)のようにペースト試料を塗布した後、常温で24時間乾燥させて放射体ヒータを作製した。

過渡的な体表面の温度変化情報を得るために加熱過程で2度の加熱停止期間を設定しており、FIR放射体から放射される遠赤外線素早くON/OFFできるようにFIR放射体と加熱対象の間にシャッターを設置して、開閉操作が可能なヒータ機構を構成した。図2にFIR放射ヒータ機構の構成を示す。図2(a)にFIR放射ヒータ機構の正面図、同図(b)に側面図を示す。図2(b)において、4つの円は直径30mmのアルミ製のシャフトを示している。後方下部のシャフトにはモータが連結されており、4本のシャフトはタイミングベルトで連結されているためモータに同期して回転することができる。タイミングベルトにはアルミ製の遮光シートが取り付けられており、遮光シートの位置を変えることでFIR放射体から放射される遠赤外線を遮断(シャッターON)・照射(シャッターOFF)することができる。なお、検査中にFIR放射体が破損して加熱された破片が被験者に落ちる危険を避けるために、FIR放射体は上向きに設置しており、ステンレス板を鏡面状に研磨した反射鏡(Reflector)で遠赤外線を反射させることで遠赤外線の方角を変え、ベッドに仰臥した患者を照射する構造とした。

3. 検査手順および方法

検査手順を説明する。赤外線サーマルカメラ(TVS 620:AVIO)による検査時間はおよそ35分であり、その間被験者には上衣を脱衣した状態で仰臥姿勢を保ち、できるだけ動かないように教示した。脱衣直後から被験者の体温と室温が平衡状態に達するまで約5分間待機した後、送風機により5分間体表面を強制冷却し、再度、体温と室温が平衡状態に達するまで5分間待機した。その後、FIRヒータで8分間加熱(1分加熱, 30秒加熱停止, 1分過熱, 30秒加熱停止, 6分加熱)し、加熱停止後は体表面が冷えるまでの過程を8分間測定した。

図3に検査風景を示す。FIRヒータは被験者の胸部から15cm上方に配置しており、サーマルカメラは被験者の頭部側に設置した。そのため、熱画像は上下反転した画像となる。胸部の熱画像は30秒あたり1フレームで測定され、コンパクトフラッシュメディアに保存された。また、サーマルカメラはデジタルビデオカメラ(DCR PC-110:SONY)に接続しており、リアルタイム(30枚/秒)にNTSC信号で記録された。

4. 結果および考察

表1に被験者8名の背景を示す。腫瘍の位置とサイズは事前にマンモグラフィと超音波検査により医師が計測したものであり、病期および組織型の情報と併せて表1に記した。そのサイズ計測の精度は0.1cmである。病期Ⅰは1名、病期Ⅱaは5名、病期Ⅱbは1

(a) ペースト試料の塗布前

(a) Before application of the paste sample.

(b) ペースト試料の塗布後

(b) After application of the paste sample.

図1 FIRヒータのペースト試料の塗布前後

Fig.1 Before and after application of the paste sample of FIR heater.

(a) 正面図

(a) Front view.

(b) 側面図

(b) Side view.

図2 シャッターの閉鎖中のFIRヒータ機構の正面図と側面図

Fig.2 Front and side view of FIR heater apparatus under closing of shutter.

名、病期Ⅲaは1名であり、組織型は乳頭腺管癌2名、硬癌と非浸潤性乳管癌が各々1名、充実腺管癌が4名であった。一方、本サーマルカメラで撮影される熱画像の空間分解能はカメラと被験者の距離で決まり、今回の検査条件ではカメラと被験者の距離は約80cmであり、約1.2mm²の空間分解能が得られた。カメラを被験者に近づけることで空間分解能をあげることが可能であり、将来的には測定部位だけをクローズアップして撮影することも検討している。しかし、体表面での熱の拡散もあるので、現時点では1.2mm²程度の空間分解能まであれば十分と考えられる。

図4に熱画像の一例を示す。検査中にサーマルカメラは被験者の頭の上部に配置されるから、熱画像は上下反転されて撮影された。サーモグラフィ検査前医師が腫瘍の位置（右胸部の円環）を金属線でマーキングしており、医師によりマーキングされたリング内を腫瘍部位(malignancy：点A)、腫瘍の周りに見られる温度の高い線状の部位を血管部位(blood vessel：点B)、そして、腫瘍部位と左右対称の位置にある部位（ただし、血管状の温度の高い部位は避ける）を正常組織として選択して解析対象とした。検査に用いられたサーマルカメラの最小温度分解能は0.1℃以下である。

図5に図4の各点における温度の経時変化を示す。図4(あるいは図5)の被験者は表1の被験者4の熱画像であり、検査中の体動とサーマルカメラのノイズによる細かな変動を取り除き結果の精度と信頼性を高めるため、前処理として測定点近傍の約140画素で空間平均を行った。横軸が経過時間、縦軸が表面温度を示す。それぞれのグラフは凡例に示す各測定部位における温度である。測定を始めてからの5分間（脱衣直後）は腫瘍部位および血管部が正常組織部位と比べ温度が高いこと、強制冷却後の10分から15分の間は冷却により収縮した血管が膨張することで急に血流が増加するため、正常部位と比べ腫瘍部および血管部の温度が高くなっていることがわかる。一方、FIR加熱中には血管部の温度が急激に上昇し、腫瘍部および正常組織との温度差が拡大することがわかる。

全ての熱画像は1回の検査結果であり、入院してから手術まで十分な時間が無いため、現時点では同一の被験者に対して複数回測定することはできていない。しかしながら、熱画像（図4）の再現性については、（表面温度は周囲の温度と体の状態によって変動するが）ヒトの体内の血管や脂肪の配置が短期間で変わることはないため、体を一定温度まで冷却した後の熱画像は個人に固有のものであり、再現性は高いと考えている。

図6に加熱直前における各被験者の熱画像を示す。円環は腫瘍部位を示している。加熱直前の熱画像の左右温度パターンを比較すると、被験者1と被験者3を除く6例は左右温度パターンに違いがあり、腫瘍がある体側の温度が高いことがわかる。腫瘍部周辺に血管が新生されることで流入出する血流が豊富となり、それに繋がる体表面付近の血管の温度が上昇した結果、腫瘍のある体側の温度が高くなったと考える。

図7に加熱1分後における各被験者の熱画像を示す。加熱直前と比べ体表面の温度が全体的に上昇しており、加熱後も腫瘍側が正常側より温度が高く、腫瘍部周辺の血管の温度が上昇していることがわかる。これは暖められた周囲組織の血液が血管に流入されるため、腫瘍部周辺の血管の温度が短時間に上昇したためと考えられる。一方、図6の結果と同様に被験者1と被験者3には左右温度パターンの違いがない。被験者1は病期Ⅰのため腫瘍の進行度が遅く、腫瘍のサイズも小さいため、栄養血管は新生されていないと考えられ、その結果、熱画像には左右差が現れなかったと考えられる。被験者3の場合は2つの原因が考えられる。1つ目の原因と

図3 検査風景

Fig. 3 Inspection scene.

図4 熱画像の一例(点A:腫瘍部位、点B:血管部位、点C:正常組織部位)

Fig.4 Example of thermal image(Point A : malignancy region, Point B : blood vessel region, Point C : normal tissue region).

図5 温度の経時変化

Fig.5 Trend graph of region.

表1 被験者の背景

Table 1 Background of subject.

被験者	腫瘍のサイズ (横×縦×深さ)[cm]	病期	組織型
被験者1	0.9×0.9×0.7	I	乳頭腺管癌
被験者2	2.4×2.3×1.8	Ⅱa	硬癌
被験者3	1.7×1.7×1.5	Ⅱa	非浸潤性乳管癌
被験者4	1.8×1.7×1.5	Ⅱa	充実腺管癌
被験者5	2.5×2.5×1.6	Ⅱa	充実腺管癌
被験者6	2.1×1.7×1.5	Ⅱa	充実腺管癌
被験者7	2.0×1.7×1.7	Ⅱb	乳頭腺管癌
被験者8	3.0×3.0×2.0	Ⅲa	充実腺管癌

図 6 加熱直前の各被験者の熱画像

Fig.6 IR image of subjects just before heating.

図 7 加熱 1 分後の各被験者の熱画像

Fig.7 IR image of subjects after heating 1min.

図 8 パーセントヒストグラムの領域

Fig.8 Analysis region of percent histogram.

して、腫瘍部周辺の温度差が体表面付近の豊富な血管により埋没してしまい、その結果、左右温度パターンの違いが分かりにくくなっている。もう1つは、腫瘍の組織型が非浸潤性乳管癌であることが原因として考えられ、この場合腫瘍は小さいことが多く、血管新生も浸潤性の乳癌に比べて少ないため、左右差の無い温度パターンとなったと考えられる。

図 8 のように体表面を左右半分に分けて腫瘍部のある側とない側で左右対称に同じ面積をとり、その領域における温度の頻度

数を規格化しパーセントとして表し、図6と図7において左右差が顕著であった被験者2と、左右差の見られなかった被験者3を代表として加熱直前と加熱1分後のパーセントヒストグラムを図9および図10に示す。横軸は温度、縦軸は各温度のパーセント頻度数を示す。一方、被験者7の場合、横に寝ている状態で撮影されたため左右差を求めることができなかった。

図9に被験者2のパーセントヒストグラムを示す。同図(a)は加熱直前、同図(b)は加熱1分後のパーセントヒストグラムを示す。加熱直前では、正常側と比べ腫瘍側のヒストグラムの分布型が広く、腫瘍側の最頻値も高温側にシフトしていることがわかる。そして加熱1分後では、加熱直前のヒストグラムと比べ、腫瘍側および正常側の両方の最頻値が高温側にシフトしていることがわかる。さらに、加熱することで腫瘍側の分布型が平坦になり、正常側との分布型の差がより明確になっていることがわかる。

図10に被験者3のパーセントヒストグラムを示す。同図(a)は加熱直前、同図(b)は加熱1分後のパーセントヒストグラムを示す。加熱直前と加熱1分後では、図6と図7と同様に腫瘍側と正常側のヒストグラムに優位差はみられなかった。

表2に加熱直前、加熱1分後、加熱2分後、加熱8分後の時点における各被験者のヒストグラムの高温側の上位15%の平均温度を示す。被験者1と被験者3は、加熱直前と加熱後における腫瘍側と正常側の温度差がほとんど見られず、これは図6と図7の結果および図9と図10の結果と一致している。被験者2、被験者4、そして被験者8は、加熱直前から腫瘍側が正常組織側より温度が高いことがよく見られている。被験者5と被験者6は、加熱直前には腫瘍と正常組織側の温度差が余り見られないが、加熱1分後および加熱2分後には温度差がみられており、腫瘍側が正常組織側より温度が高いことがわかる。しかし加熱8分後の上位15%の平均温度では腫瘍側と正常側の温度差に個人差があり、2分間までの短時間の加熱の方が検査には有用であるといえ、検査時間の短縮が期待される。

上記の結果から腫瘍側と正常組織側には熱分布の違いがあり、腫瘍側のヒストグラムの分布型が正常組織側より広がっていることに基づき各被験者(被験者7は除外)の加熱直前と加熱1分後における腫瘍側と正常組織側のヒストグラムの標準偏差を求めて表3に示す。被験者3以外は、加熱直前と加熱1分後における腫瘍側の標準偏差が正常組織側より高いことがわかる。

次に、加熱前後での単位入射エネルギーあたりの温度変化について検討する。FIRヒータの放射エネルギーを1とすると、体表面を介して流入するエネルギーは組織で吸収されるエネルギー α 、組織を透過するエネルギー τ 、体表面で反射されるエネルギー ρ の間にはエネルギー保存法則が成立し、以下の式が導かれる。

$$\rho + \alpha + \tau = 1 \quad \dots\dots\dots (1)$$

なお十分な厚さを持っている生体組織の場合、遠赤外線波長帯域では $\tau=0$ であり、一般的に放射率 $\epsilon=\alpha$ が成立するから⁸⁾、以下の式が導かれる。

$$\rho = 1 - \epsilon \quad \dots\dots\dots (2)$$

一般的にヒトの皮膚の放射率 ϵ は約0.98であり、反射率 ρ は0.02程度になる。

加熱中に測定される熱画像には図11のように体表面の真の温度(T_s)に加えて、皮膚表面から反射されたFIRヒータの放射エネルギー(2%)になるノイズ分(dTr)が含まれている。そのため、測定中の体表面温度は $T_s + dTr$ となり、ここにノイズ分として加算される dTr は測定部位に入射するFIRヒータの放射エネルギーに比例した値となる。従って、FIRヒータによる加熱過程において、 dTs/dTr を

計算することにより、各測定部位に届いたFIRヒータからの入射エネルギーで正規化した組織の温度変化分を求めることができる。図12に加熱1分後における dTs/dTr の計算例を示す。ここで加熱直前の体表面の温度を T_{s0} 、加熱して1分間経過したときの温度を $T_{s1} + dTr_1$ 、その後FIRヒータを外して測定した温度を T_{s1}' とすると以下の式が成立する。なお、加熱停止直前に T_{s1}' 、加熱停止直後に T_{s1} を測定することで、対象物の温度上昇および低下を無視できるとして $T_{s1}' = T_{s1}$ と近似した。

$$\begin{aligned} dTs/dTr &= (T_{s1}' - T_{s0}) / ((T_{s1} + dTr_1) - T_{s1}') \\ &= (T_{s1}' - T_{s0}) / dTr_1 \quad \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

図13に腫瘍部位と、腫瘍部周りの血管部位を解析対象として、各被験者のFIRヒータによる加熱1分後、2分後の各部位における単位放射エネルギーあたりの組織の温度変化分(dTs/dTr)を示す。このとき、それぞれの領域の dTs/dTr 値は測定点近傍の約60~160画素(被験者の腫瘍部の大きさに合わせて選択画素数を変えている)で空間平均を行った温度から計算された。横軸は測定部位、縦軸は dTs/dTr 値、凡例は積算加熱時間を示す。図10(c)の被験者3以外は、加熱1分の時点における血管部位の dTs/dTr 値が他の部位と比べ高いことがわかる。被験者3の場合、加熱1分と2分の時点における血管部位と腫瘍部位の dTs/dTr の差はほとんどなく、これは図6の加熱1分後の熱画像の温度パターンの違いがない結果と一致している。生体組織と比べて血管は数百倍の熱量の輸送能力があるため⁵⁾、周辺組織で暖められた血液が血管に流入し、短時間に血管の温度が急上昇したものと考えられる。加熱2分を過ぎると逆に血流が豊富な組織は血流により冷却され、一定温度に収束していくため、血管部位より腫瘍部位の dTs/dTr 値が大きい。以上の結果から腫瘍部位と血管部位の dTs/dTr 値には違いがあり、熱画像から腫瘍部と血管部を自動的に弁別するための重要な判定基準となると考える。

5. おわりに

本論文では、天然ゼオライトを放射体としたFIRヒータを作製し、このFIRヒータによる加熱過程を導入したアクティブ・サーモグラフィを構築した。さらに、本検査システムを用いて8名の乳ガン患者のボランティアを対象として、乳癌検査の可能性を検討した。その結果、被験者8名中6名で加熱前と加熱1分後の熱画像に違いがあること、腫瘍のある体側の温度が高いことを確認した。体表面の温度を定量的に解析した結果、加熱直前の左右温度差がほとんどない被験者は8名中3名であったが、1分間または2分間の加熱により8名中6名の被験者において腫瘍側の温度が正常側の温度より高くなることを見いだした。加熱1分後と加熱2分後の腫瘍部位および血管部位の dTs/dTr 特性には違いがあり、この知見は熱画像から腫瘍部位と血管部位を自動的に弁別するための重要な判定基準となると考える。また、加熱8分後には各組織における特徴的な熱画像の差異が消失してしまうことから、検査では加熱初期における熱画像の過渡的な変化が重要であること、さらに検査時間の短縮化が可能であることなどがわかった。一方、初期の病期Iおよび非浸潤性乳管癌の患者の例では明確な差異を示すことができないとの問題点も明らかとなった。

アクティブ・サーモグラフィは非侵襲・非接触であり、放射線による被爆、検査時の痛みもないため、放射線シールド設備のな

(a) 被験者 2(加熱直前)

(a) Subject 2(just before heating)

(b) 被験者 2(加熱 1 分後)

(b) Subject 2(after heating 1min)

図 9 被験者 2 の熱画像のパーセントヒストグラム

Fig.9 % histogram of thermal image of subject 2.

(c) 被験者 3(加熱直前)

(c) Subject 3(just before heating)

(d) 被験者 3(加熱 1 分後)

(d) Subject 3(after heating 1min)

図 10 被験者 3 の熱画像のパーセントヒストグラム

Fig.10 % histogram of thermal image of subject 3.

表 2 腫瘍と正常部位における上位 15%の平均温度

Table 2 Average temperature of top 15% in malignancy and normal tissue regions.

被験者	加熱直前		加熱 1 分後		加熱 2 分後		加熱 8 分後	
	腫瘍	正常	腫瘍	正常	腫瘍	正常	腫瘍	正常
被験者 1	32.2°C	32.3°C	33.2°C	33.3°C	33.6°C	33.5°C	35.1°C	35.6°C
被験者 2	33.3°C	31.8°C	34.0°C	33.3°C	34.1°C	33.8°C	36.2°C	35.8°C
被験者 3	34.2°C	34.4°C	35.4°C	35.6°C	35.4°C	35.4°C	36.3°C	36.9°C
被験者 4	33.7°C	32.9°C	34.0°C	33.6°C	34.8°C	34.0°C	37.1°C	36.4°C
被験者 5	31.8°C	31.7°C	33.2°C	32.6°C	34.1°C	33.7°C	35.9°C	36.2°C
被験者 6	35.6°C	35.3°C	37.1°C	36.0°C	37.5°C	36.4°C	37.9°C	37.7°C
被験者 7	—	—	—	—	—	—	—	—
被験者 8	33.0°C	32.3°C	33.7°C	33.0°C	34.2°C	33.8°C	36.5°C	36.4°C

表 3 腫瘍側と正常組織側におけるヒストグラムの標準偏差

Table 3 Standard deviation of %histogram in malignancy and normal tissue parts.

被験者	加熱直前		加熱 1 分後	
	正常側	腫瘍側	正常側	腫瘍側
被験者 1	0.83	0.94	0.75	0.84
被験者 2	0.67	0.79	0.65	0.81
被験者 3	0.99	1.01	0.77	0.78
被験者 4	0.80	0.89	0.73	0.78
被験者 5	0.65	0.84	0.57	0.71
被験者 6	0.90	1.00	0.84	0.87
被験者 7	—	—	—	—
被験者 8	0.69	0.82	0.66	0.80

図 11 加熱中に計測される体表面の温度

Fig.11 Temperature of Body Surface measured in Heating.

図 12 加熱 1 分後の dTs/dTr の計算例

Fig.12 Example of dTs/dTr calculation after Heating 1min.

参 考 文 献

- (1) J.R. Keyserlingk, P.D. Ahlgren, E. Yu, N.Belliveau, and M. Yassa: "Functional Infrared Imaging of the Breast", IEEE Eng. Med.&Biol., Vol.19, No.3, pp.30-41 (2000) .
- (2) Yasuhiro Ohashi and Isao Uchida: Applying dynamic thermography in the diagnosis of breast cancer, IEEE Eng.Med&Biol., Vol.19, No.3, pp.42-51 (2000).
- (3) Michael Anbar, Cheryl Brown, Lorin Milesescu, John Babalola and Laura Gentner: The potential of dynamic area telethermometry in assessing breast cancer, IEEE Eng.Med&Biol., Vol.19, No.3, pp.58-62 (2000).
- (4) 木村雄治:医用工学入門, コロナ社, pp.64-65 (2001) .
- (5) 田口春男, 水戸部一孝, 吉村昇:遠赤外線放射体の作製と異なる加熱形態による人体の保温性の比較, 照明学会誌論文号, Vol.86, No.8A, pp.521-526 (2002).

(a) 被験者 1
(a) Subject 1

(b) 被験者 2
(b) Subject 2

(c) 被験者 3
(c) Subject 3

(d) 被験者 4
(d) Subject 4

(e) 被験者 5
(e) Subject 5

(f) 被験者 6
(f) Subject 6

(g) 被験者 7
(g) Subject 7

(h) 被験者 8
(g) Subject 8

図 13 dTs/dTr 特性

Fig.13 Property of dTs/dTr .

- (6) 吾妻辰則, 水戸部一孝, 吉村昇:天然ゼオライトによる遠赤外線放射体の開発と生体加熱効果に関する研究, 平成 14 年度電気関係学会東北支部連合大会予稿集, p. 201 (2002).
- (7) 水戸部一孝, 尹鍾賢, 片寄喜久, 小川純一, 吉村昇:FIR ヒータを用いたアクティブ・サーモグラフィ構築の基礎的研究, 照明学会誌論文号, Vol. 88, No. 8A, pp. 529-532 (2004).
- (8) 赤外線技術研究会:赤外線工学, オーム社 (1991).

(受付日 2005 年 6 月 2 日/ 採録日 2006 年 4 月 7 日)

吉村 昇 (正会員)

秋田大学工学資源学部電気電子工学科
〒010-8504 秋田市手形学園町 1-1

1943 年生. 秋田大学大学院電気工学専攻修士課程修了, 現在, 秋田大学工学資源学部教授・評議員. 1984 年電気学会論文賞, 1993 年オーム技術賞受賞, 電子・電気材料工学 (培風館), パイオ電磁気工学 (サイエンスフォーラム) 等著作. IEEE, 電気学会等会員. 工学博士.

尹 鍾賢 (非会員)

秋田大学工学資源学部電気電子工学科
〒010-8504 秋田市手形学園町 1-1

1973.4.12 生. 2001 年 韓国仁荷大学大学院電気工学科修士修了. 2006 年 秋田大学大学院工学資源学研究科博士後期課程修了. 現在、秋田大学工学資源学部研究補助員. 電気学会会員, 博士(工学).

水戸部 一孝 (非会員)

秋田大学工学資源学部電気電子工学科
〒010-8504 秋田市手形学園町 1-1

1967.10.12 生. 1996 年北海道大学大学院工学研究科修了, 同年秋田大学鉱山学部助手, 1998 年同大学講師, 現在に至る. 2002~03 年 Massachusetts Institute of Technology 客員研究員. IEEE, 電気学会等会員. 博士(工学).

片寄 喜久 (非会員)

秋田大学医学部外科学講座呼吸器外科学分野
〒010-8543 秋田市本道 1-1-1

1964.6.2 生. 1990 年秋田大学医学部卒業. 1996 年秋田大学医学部助手. 1996~98 年ペンシルヴェニア州立大学留学. 1992 年秋田大学医学部助手現在に至る. 日本乳癌学会 認定医・評議員, 日本外科学会 専門医, 日本消化器外科 認定医など.

小川 純一 (非会員)

秋田大学医学部外科学講座呼吸器外科学分野
〒010-8543 秋田市本道 1-1-1

1947.8.20 生. 1973 年慶應大学医学部卒業, 1976 年慶應大学医学部外科学, 1983 年東海大学第一外科講師, 1994 年東海大学第一外科助教授, 1997 年秋田大学第二外科教授, 現在に至る. 日本呼吸器外科学会 専門医・評議員, 日本胸部外科学会 指導医・評議員, 日本外科学会 指導医・評議員など. 医学博士.