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

非会員 水戸部 一孝 (秋田大学) 非会員 尹 鍾 賢 (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)

Basic Study of Active Thermography Technique Using a FIR Heater

Non Member Kazutaka Mitobe, Non Member Yoon J Hyun, Non Member Yoshihisa Katayose,

Non Member Jun-ichi Ogawa and Member Noboru Yoshimura

KEYWORDS : far infrared rays, active thermography, natural zeolite, breast cancer, radiator

1. はじめに

天然ゼオライトは数Åの細孔を有しており、分子篩としての利用、またその吸湿能力から土壌改良材として利用¹⁾されることが多い。一方、ゼオライトは遠赤外放射特性に優れたシリカを主成分としており、優れた遠赤外線放射体となる。我々は秋田県二ツ井町産のゼオライト(clinoptilolite)を原材料とした遠赤外線(far infrared rays: FIR)放射体を作製し、市販品の遠赤外線コーティング材と同等の赤外分光放射特性を有することを確認した²⁾。

過去の研究で乳癌(breast cancer)を対象としたサーモグラフィ(thermography)検査に用いられたサーマルカメラは、温度分解能および時間応答性が低く、撮像素子の冷却に Ar 等の冷却ガスが必要でシステムが大型化するなどの多くの問題が残っていた。しかし、近年開発された第2世代赤外線撮像システムでは、マイクロボロメータ(microbolometer)の利用により冷却が不要³⁾となり、システム全体の小型化・軽量化が進み、病院外における乳ガンの検診・スクリーニングに利用できるほど携帯性が改善した。同時に、解像度および時間分解能の向上にともない熱画像の信頼性も向上している。

初期のサーモグラフィ検査は静的な状態で体表面の温度分布を測定する場合が多かったが、Ohashi らは体表面の温度を下げ、体温が上昇する過程を比較して差分画像を作る手法(dynamic thermography)により、乳癌の正診率を 54%から 82%に向上させることが出来たと報告している⁴⁾。また、Anber らは、悪性腫瘍細胞(malignant cells)から生じる一酸化炭素(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⁵⁾。また、Fujimasa らは計算モデルを用いて、皮膚の表面温度と体の温度を制御する生理学的な機能の関係について報告している⁶⁾。一方、生体加熱に関する過去の研究において、遠赤外線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^{7) 8)}。

本論文では昇温時の損失が少ない FIR による加熱方法を採用し、従来のサーモグラフィ検査に 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する手法(以後、active thermography とよぶ)を提唱する。そのために、過去の研究により製造工程が確立し、赤外分光放射特性が明らかな FIR 放射体⁸⁾を用いて薄型・広面積の FIR ヒータを開発する。さらに、Stage 3b の乳ガン患者のボランティア 1 名を対象とした検査を実施し、熱画像から腫瘍部、血管部、正常組織部上部の昇温特性を比較することで本手法の妥当性を検討する。

2. FIR ヒータの構成

遠赤外線(FIR)放射体の作製方法の詳細は過去の報告⁷⁾と同様であり、天然ゼオライトとバインダーを 0.7:1.0 の重量比で混合したペーストをベースとなるアルミニウム板に塗布した後、常温で 24 時間乾燥させ作製した。本手法により再現性良く、 2000cm^{-1} から 400cm^{-1} の範囲において 80%以上の高分光放射率を有する大面積の薄型 FIR 放射体を作製できる。なお、長時間使用後もベースとなる金属板からの剥離はなかった。FIR 放射体を用いた FIR ヒータの構造および外観を図 1(a)および同図(b)に示す。試作した放射体をアルミのフレームとパネルで固定し、背面に定格

図 1 FIR ヒータの構成
Fig.1 Experimental setup of FIR heater.

300W の平板ヒータを2枚配置した。なお、加熱された FIR 放射体の破片やヒータの部品が検査中に患者に落下することのない様に、FIR 放射体から照射される遠赤外線を鏡面状に研磨したステンレス板で反射させ、ベッドに仰臥した患者を加熱する構造にした。

3. アクティブ・サーモグラフィの評価

検査手順について述べる。サーマルカメラによる測定時間は35分であり、その間被験者には仰臥姿勢を保ち、可能な限り動かないように教示した。脱衣直後からの5分間は室温と体温が平衡状態に達する過程であり、その後、送風機により5分間体表面を冷却した。再度、室温と体温が平衡状態に達するまで5分間待機した後、FIR ヒータで8分加熱した。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。

検査風景を図2に示す。なお、胸部の温度分布は被験者の頭部上方にサーマルカメラ(TVS-620: AVIO)を配置したため、温度分布画像は上下反転した状態で撮影される。本研究で用いたサーマルカメラは検知波長領域 $8 \sim 14 \mu\text{m}$ 、最小温度分解能 0.1°C の特性を有する。温度分布画像は30秒間隔で測定され、コンパクトフラッシュメディアに記録される。サーマルカメラにはデジタルビデオカメラを接続しており、リアルタイム(30枚/秒)にNTSC信号経由で録画した。なお、検査に参加した被験者には「検査方法、検査の目的、検査の必要性」についての十分な説明がなされ、インフォームドコンセントを得ている。

4. 結果および考察

図3に検査過程における温度分布画像の一例を示す。図3(a)は脱衣直後(測定を始めて0分後)、同図(b)は送風による冷却時(6分後)、同図(c)はFIRヒータによる加熱時(20分後)、同図(d)は加熱停止後(26分後)の温度分布画像である。円形リングで囲まれている左胸部上方に悪性腫瘍がある。

図4に解析対象とした部位を示す。悪性腫瘍部(malignancy)、正常組織である体幹中央部(center region:以下CRとする)、比較対照として腫瘍部と左右対称に位置する正常組織(opposite region:以下ORとする)における温度の経時変化をグラフ化した。

図5に図4の各点における温度の経時変化を示す。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5分から10分まで強制的に体表面を冷却しているが、悪性腫瘍部位では温度低下が少ないことがわかる。これは、悪性腫瘍の内部および周辺には栄養血管が増殖するため、正常組織と比べて血流が多いためと考えられる。また、15分から25分までFIRヒータにより加熱しているが、いずれの測定点においても平熱を上回る 38°C 以上に加熱できたことが確認できる。なお、加熱を開始してから1分後および3分後にFIRヒータを1分間外し温度分布を測定した。

図6にORに対する温度差をプロットした経時変化のグラフを示す。太い実線は悪性腫瘍部の温度変化パターン、破線部は体幹中央部の温度変化パターンを示す。正常組織との温度差は体表面冷却時に広がり、加熱時に温度差が接近もしくは逆転することがわかる。このプロファイルは悪性腫瘍部位に多く見られる栄養血管によるものであり、悪性腫瘍を自動的に抽出する画像処理プログラムを作成する際にマーカーとして利用できる可能性がある。

ここで、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 に大別され、体表面で反射されるエネルギー

図2 検査風景
Fig.2 Inspection scene.

図3 温度分布画像の例
Fig.3 Sequential thermograms.

図4 解析対象とした部位
Fig.4 Analysis points.

図5 温度の経時変化
Fig.5 Trend graph of region.

図6 正常組織に対する温度差の経時変化

Fig.6 Temperature difference of opposite region and other region.

図7 各組織における昇温特性

Fig.7 Temperature rising property in each region.

ρ の間にエネルギー保存則が成立し、以下の式が導かれる。

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

なお生体組織の場合、遠赤外線波長帯域では $\tau=0$ であり、一般に放射率 $\varepsilon = \alpha$ が成立することから⁹⁾ 以下の式が成り立つ。

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

一般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。図 5 において、加熱中に測定している温度分布画像には体表面(skin)の真の温度 T_s に加えて、皮膚で反射された FIR ヒータの放射(radiation)エネルギーがノイズとして含まれるため、測定された温度は $T_s + dTr$ となる。ここでノイズ分として加算される dTr は、測定部位における FIR ヒータのエネルギーの近似値に比例した値となる。したがって、FIR ヒータによる加熱過程において、 dTs / dTr を計算することで、各測定点に届いた FIR ヒータからの単位放射エネルギーあたりの組織の温度変化分を求めることが出来る。以下に、 dTs / dTr の計算の一例を示す。加熱直前の体表面温度を T_{s0} 、加熱して 1 分間経過したときの温度を $T_{s1} + dTr_1$ 、その直後 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、 $T_{s1}' = T_{s1}$ と近似した)。

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

図 7 に各測定部位における FIR ヒータによる加熱 1 分後、2 分後、8 分後の dTs / dTr を示す。加熱初期の加熱 1 分の時点では悪性腫瘍部の温度変化が小さく、血管の温度が高くなっている。生体組織の熱伝導率は脂肪で $0.0005 \text{ cal/(s} \cdot \text{cm}^2 \cdot ^\circ\text{C)}$ 、筋肉で $0.001 \text{ cal/(s} \cdot \text{cm}^2 \cdot ^\circ\text{C)}$ 、直径 0.1mm 程度の血管を流れる血流で $0.24 \text{ cal/(s} \cdot \text{cm}^2 \cdot ^\circ\text{C)}$ であり¹⁰⁾、血管は他の組織と比べて数百倍の熱量の輸送能力がある。周辺組織で暖められた血液が血管に流入したために、短時間に血管の温度が急上昇したものと考えられる。一方、2 分を過

ぎると血管と腫瘍部との差は少なくなるが、血管が少なく脂肪の多い組織は蓄熱されやすいため、温度が上昇している。血管が豊富な組織は血流により冷却されるため、一定温度に収束していく。加熱の初期段階において腫瘍部と血管の昇温特性が異なるとの知見は、赤外線画像から腫瘍部を自動抽出するプログラムを作成する上で、重要な知見となる。

5. おわりに

本論文では、従来のサーモグラフィ検査に FIR ヒータ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する、アクティブ・サーモグラフィによる検査の可能性を検討した。その結果、加熱プロセスを加えることにより、これまでのサーモグラフィでは困難な、血管部と腫瘍部を弁別できる可能性が示唆された。つまり、正常組織に対する温度差の経時変化から悪性腫瘍と正常組織の弁別が可能であり、さらに FIR ヒータによる単位入射エネルギーあたりの温度変化を計算することで血管部と悪性腫瘍の弁別が可能であることがわかった。加熱初期の温度変化から血管部と悪性腫瘍を弁別できるとの知見は、本実験で 30 分間要している検査時間を 5 分程度に短縮できる可能性を示唆している。

今後、被験者数を増やすと共に、腫瘍の進行度、悪性腫瘍と良性腫瘍との差違、炎症を伴う乳腺炎との差違を比較することで、本手法の妥当性・可能性を評価したい。また、今回試作した装置を改良して測定インターバルを短くすると共に、検出可能な患部の最小サイズおよび深さ等の測定限界を明らかにしていく必要があると考える。

参 考 文 献

- (1) 原伸宜, 高橋浩:"ゼオライト", 講談社 (1975).
- (2) K. Mitobe, H. Taguchi and N. Yoshimura: Experimental prototype of Infrared Ray radiator and effect on heating of human body, Int.J.Soc.Mater.Eng.Resour., Vol.8, No.2, pp.61-63 (2000).
- (3) Tim White, Neal Butler and Robert Murphy: An uncooled IR sensor with digital focal plane array, IEEE Eng. Med.&Biol., Vol.17, No.9, pp.60-65 (1998).
- (4) 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).
- (5) Michael Anbar, Cheryl Brown, Lorin Milesco, 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).
- (6) Iwao Fujimasa, Tsuneo Chinzei and Itsuro Saito: Converting far Infrared image information to other physiological data, IEEE Eng.Med&Biol., Vol.19, No.3, pp.71-76 (2000).
- (7) 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).
- (8) 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).
- (9) 赤外線技術研究会: 赤外線工学, オーム社 (1991).
- (10) 木村雄治: 医用工学入門, コロナ社 (2001).

(受付日 2003 年 12 月 22 日 / 採録日 2004 年 4 月 9 日)

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 生まれ。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)。

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 生まれ。2001年韓国仁荷大学大学院電気工学科修士修了。現在, 秋田大学大学院工学資源学研究科博士後期課程在学中, 電気学会会員, 工学修士。

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 生まれ。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 生まれ。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。

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年生まれ。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),

バイオ電磁気工学(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。