

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成24年 5月 7日現在

機関番号：17102

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21560219

研究課題名（和文） 生体およびソフトマテリアルの非侵襲熱物性値測定法の開発

研究課題名（英文） Development of a Noninvasive Measurement of Thermal Transport Properties of Biological and Soft Materials.

研究代表者

内田 悟 (UCHIDA SATORU)

九州大学大学院・工学研究院・助教

研究者番号：80038041

研究成果の概要（和文）：

生体組織やソフトマテリアルなどの表面を CO₂ レーザで短時間加熱し同時に赤外線カメラで表面温度の上昇を測定して、その理論解析と比較することにより熱物性値を計測する有用な方法を開発した。しかしながら模擬生体試料を用いた実験結果は、実験モデルに基づいた理論解によるものと温度上昇に隔たりがあった。本研究において、その誤差の原因と思われる理論や実験に関するものを種々検討した結果、赤外線カメラの光学系や受光素子間の電気絶縁性の不具合に起因する温度の広がりを考慮することによって温度較差をほぼ補正することができた。

研究成果の概要（英文）：

A noninvasive technique was developed to measure the thermal conductivity and the thermal diffusivity of biological and soft materials. This technique involves laser heating and infrared thermometry of target surface. The thermal transport properties are determined by comparing measured temperatures with those calculated analytically using an appropriate model. But the temperature profile of the calculation was different from the experimental result of agar gel. To identify the cause of the difference, the radiative influence from inside of the gel, evaporation of the surface and others were examined. As the result, it was proved that the temperature difference was almost caused by the spreading of light between the photodetectors of our infrared thermometer.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	2,900,000	870,000	3,770,000
2010年度	600,000	180,000	780,000
2011年度	400,000	120,000	520,000
総計	3,900,000	1,170,000	5,070,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学・熱物性

キーワード：熱物性，生体試料，ソフトマテリアル，非接触測定，赤外線カメラ，レーザ加熱

1. 研究開始当初の背景

凍結手術や温熱療法などは癌などの治療において病変部細胞を凍結するか体温より

高温にするかして壊死させる手術法である。これらの手法は従来の外科的手術よりはるかに低侵襲であり、レーザや電磁波を用いた

治療法とともに有力な方法である。しかし、これらの手法の成功のためには、予め手術のプロトコル（どこからどう冷やしてどこまで凍らすか、もしくはどう暖めるか）を確立しておくことが重要であり、そのためには生体の凍結過程もしくは加熱過程のシミュレーションが欠かせない。その場合、生体組織の熱物性値の正確さがシミュレーション結果の信頼性を決めることになる。

生体の熱物性値の測定は、主にヒト以外の動物の臓器や組織について *in vitro* で(生体外で)行われているが、測定結果に大きな違いがある場合が多い。上記のような医療技術への応用を考えると、生体の熱物性測定は非侵襲的で *in vivo* で(その場で、体内で)行うことが必要である。しかしながら、現在の実測の手段としては温度センサを穿刺する直接的な計測法しか実用化されていず、これらの手法では侵襲時の出血や血流の影響を受け、熱物性値の測定に誤差をもたらす。

2. 研究の目的

本研究では、赤外レーザーで組織の一部を短時間加熱することにより生体の熱物性値のうちの熱輸送性質である熱伝導率、熱拡散率を非侵襲的に測定する装置を作製し、例えば手術室内で外科医が術前に簡単にデータが得られるような装置開発を目指す。また、本装置は非接触で測定を行うため、ゲル状物質などソフトマテリアルの熱物性値の測定も可能になる。

3. 研究の方法

(1) 測定法の概略

作製した測定装置を図 1 に示す。

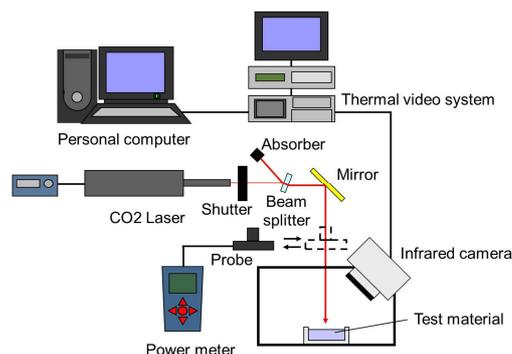


Fig. 1 Schematic of the measurement system

実験では、波長 $10.6\mu\text{m}$ の CO_2 レーザ (アクセスレーザー製 LASY3S) からの光を減衰した後、出力約 30mW で試料に照射して、試料表面の温度変化を赤外線温度計 (日本アビオニクス製 TVS-2001) で測定する。赤外線温度計には焦点距離 100mm の近接拡大レンズが取り付けられており、水平 $256 \times$ 垂直 200 画素のデータを 30 フレーム/s で記録した。温度の分

解能は 0.1 K である。加熱開始と遮断はシャッターを用いて行い、加熱直前および加熱直後のレーザーの入射強度をパワーメータで測定した。なお、ビームプロファイラにより試料面の位置で測定したレーザーの強度分布は、有効半径 $r^* = 0.85\text{ mm}$ の正規分布であった。この強度分布を有するレーザーを照射した場合の解析結果とレーザー加熱中心位置の測定温度上昇を比較し、それらが最もよく一致する熱伝導率と熱拡散率を決定する。

(2) 解析モデル

図 2 に解析モデルの概念図を示す。試料表面にレーザーを照射すると、試料内部でレーザー光が吸収され発熱するとともに熱伝導が生じる。加熱時間が数秒と短く、温度上昇も 10 K 以下であるので、試料表面から周囲の空気中への熱伝達については熱伝導のみを考慮する。そして、二次元円筒座標系の熱伝導方程式を有限体積法を用いて数値的に解いた。

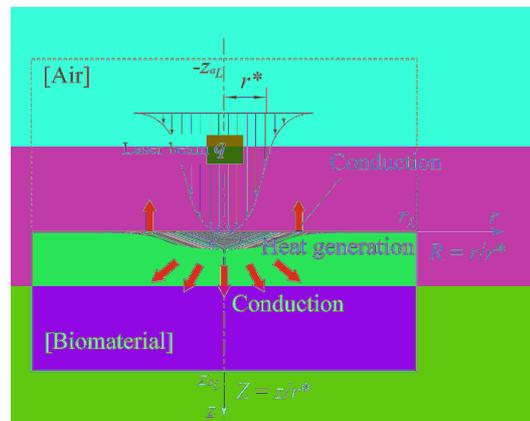


Fig. 2 Physical model of laser heating

(3) 研究期間内の目的

本装置においては、生体を試料とする場合、加熱にはダメージをできるだけ与えないために、内部浸透性の低い低出力の CO_2 赤外レーザーを数秒照射する。その間の温度上昇は数 K 程度である。模擬生体試料としては寒天ゲル ($1\text{ wt}\%$) を用い、その表面をレーザーで加熱して測定を行った。加熱表面の中心位置での温度上昇の一例を図 3 に示す。寒天の測定値 (図中下側の波線) と本測定法の理論温度応答から得られる温度上昇 (図中上側の曲線) とはかなりの差異が見られ、熱伝導率、熱拡散率の算出結果も水の値と比べて 33% 、 20% 高い値を得た。この原因はとしては 1) 試料内部からの輻射による表面温度より低い温度をも赤外カメラでは感知してしまうため測定温度が実際の表面温度よりも低下する、2) 試料表面からの蒸発によって温度低下を引き起こす、からであろうということで、これらの可能性についての検証を行った。さらに、3) 赤外線温度計の構造による測定誤差にも

注目して検討を行った。

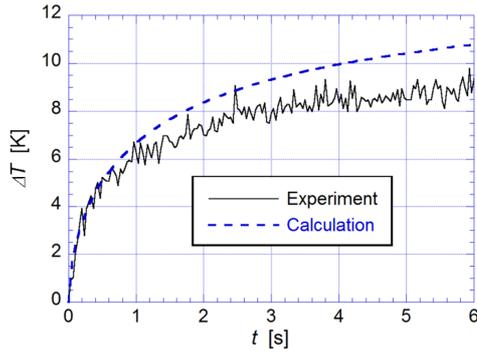


Fig.3 Temperature rise at the center of laser-heated surface of 1 % agar gel; comparison of the analysis with an experiment

4. 研究成果

(1) 試料内部からの放射の影響

図4に試料表面における放射能解析の概念図を示す。

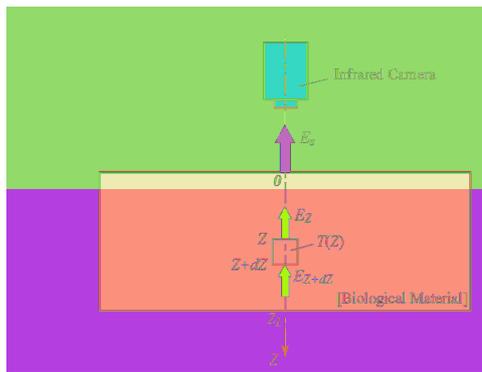


Fig.4 Schematic of the analysis of radiation form an absorbing media

試料表面から深さ Z [m]の位置における温度 $T(Z)$ [K], 厚さ dZ の微小体積要素の放射能を E_Z [W/m²]とし, Beer の法則で表される試料内吸収による減衰を考慮すると, 厚さ Z_L の試料の表面から射出される波長 I_1 - I_2 [μm]の範囲の放射能 E_s は次式で求められる. ただし, 試料内におけるふく射の散乱は無視している.

$$E_s = \int_{I_1}^{I_2} \int_0^{Z_L} e^{-\beta_l Z} \cdot \beta_l E_{b,l}(T(Z)) dZ dl \quad (1)$$

ここに, β_l は波長 l [μm]の赤外線に対する試料の吸収係数[m⁻¹], $E_{b,l}(T)$ は温度 T [K]における単色黒体放射能[W/(m²·μm)]である.

波長域 l_1 - l_2 の黒体放射能 $E_b(T_m)$ が式(1)で得られた放射能 E_s に等しくなる温度 T_m を赤外線温度計により測定される表面温度と仮定し, 実際の表面温度 $T(0)$ と比較することによって本測定法における温度測定の精度を検討した.

生体材料の主成分は水であるため, 解析は水を対象試料として行った. 熱伝導率および熱拡散率はそれぞれ $0.6 \text{ W/(m}\cdot\text{K)}$, $1.5 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$ である. 現在測定に用いている赤外線温度計の測定波長域 3.0 - $5.4 \text{ }\mu\text{m}$, およびより長波長の領域を用いる赤外線温度計の波長域 7.5 - $13 \text{ }\mu\text{m}$ に対しても行った. 試料の Z 方向温度分布 $T(Z)$ には, 初期温度 20°C の試料を波長 $10.6 \text{ }\mu\text{m}$, 強度 30 mW , 代表半径 0.85 mm の CO_2 レーザを用いて加熱した場合の数値解析の結果を用い, 加熱時間 t [s]が8秒までの1秒毎の温度分布に基づき解析を行った. 図5に加熱時間をパラメータとした $T(Z)$ の分布を示す. $T(Z)$ の計算格子には Z とともに間隔が増大する不等間隔格子を用いた.

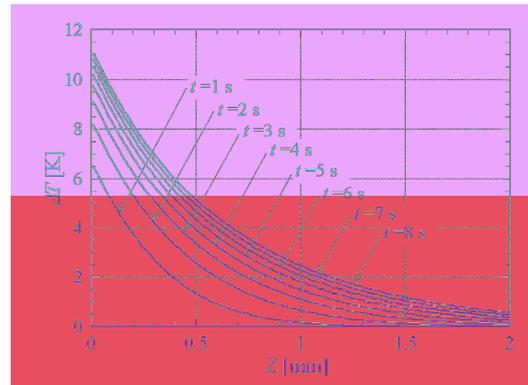


Fig.5 Transient temperature distribution

図6に試料表面の温度上昇 ΔT の時間変化を示す.

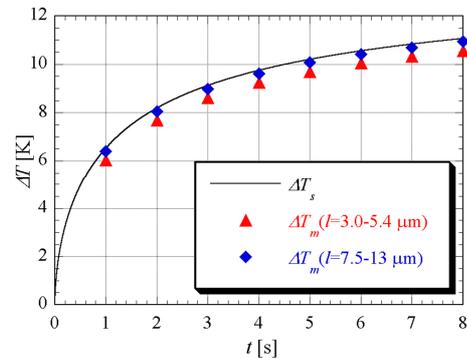


Fig.6 Temperature rise at the surface

図には, 試料表面の理論温度上昇 ΔT_s と, それに対する2つの波長域の赤外線温度計の測定温度上昇の推定値 $\Delta T'_m$ を示している. 赤外線温度計による測定温度上昇 $\Delta T'_m$ は, いずれも理論表面温度上昇 ΔT_s より小さく, 波長域 3.0 - $5.4 \text{ }\mu\text{m}$ では約 0.5 K , 7.5 - $13 \text{ }\mu\text{m}$ では約 0.1 K 低い.

この結果から赤外線温度計による測定温度は実際の表面温度よりやや低く λ と a の測定精度に影響を及ぼすことは明らかである

が、 λ と a の測定値と真値との差は寒天を試料とした実験で得られた差よりもかなり小さく、誤差の原因はまだほかにあると考えられる。

(2) 表面蒸発の影響

蒸発の影響を調べるため、直径 90 mm の蓋付きの試料容器に 1wt%寒天を固化させて、寒天内部には表面から 2.3 mm, 3.0 mm, 10.0 mm の深さの 3 か所に熱電対を設置して内部の温度変化が分かるようにした。測定は、試料容器を約 30°C に保った恒温槽内に設置して寒天内部の温度を一様にし、その後、試料容器の蓋をとり、寒天表面の温度を赤外線カメラで測定するとともに、熱電対位置の温度を測定して比較した。その結果を図 7 に示す。

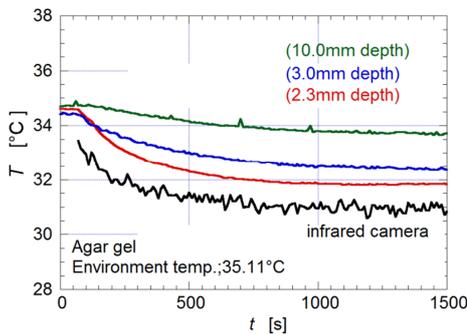


Fig.7 Temperature profiles of the surface and the inside of agar gel

測定開始時はほぼ同じ温度であったものが時間とともに下降していき、表面に近い位置ほど温度降下が大きい。図から少なくとも寒天においては、熱物性測定時に表面からの蒸発が生じ内部に深さ方向の温度分布が形成され、加えて、レーザ加熱によっても蒸発が生じ、一様温度を仮定した解析と異なっていると推察される。そこで、表面にフィルムを貼って蒸発に対する対策を講じるため、解析においても同様にフィルム層を考慮した熱伝導解析を行った。その結果として測定と解析の差はわずかに減少したが、試料表面からの蒸発が差を埋めるほどの影響を与えることはないことがわかった。

(3) 赤外線温度計の補正

前述のように、試料内部からのふく射の影響やその他様々な要因について検討を行ったにもかかわらず、依然として実験結果と理論計算結果の違いの原因は不明のままであったが、その主たる原因は赤外線カメラの受光画素子間の光のクロストークや光学系に起因した一種の空間分解能の低下であることが判明したので、以下それについて詳述する。

赤外線カメラのセンサは受光画素子の配列から構成されている。一つの画素に光が入射した場合に、光が入射していない隣接した画素に電流が流れることをクロストークと

いい、これが原因で解像度が劣化する。これは、温度の測定精度を要求されない一般用途や、温度勾配が比較的小さい場合には問題とならないが、本測定法のように、1 mm の間で数度の温度差(温度上昇にして 40 % 程度の差)が生じ、しかも温度分布のピークを測定するような場合には大きな影響を受けると考えられる。そこで、以下のような検定を行った。なお、赤外線カメラ(日本アビオニクス TVS-2100)のセンサは、InSb 素子(水平 256×垂直 200 画素)であり、検知波長域は 3 ~ 5.4 μm である。これに近接拡大レンズを使用して測定するため、1 ピクセルの水平方向幅は 97.7 μm となる。

ピクセル幅の半分程度の $\phi 50 \mu\text{m}$ の白金細線を視野の垂直方向に張り、通電加熱して温度を上げた後、赤外線カメラで測定した。そして、細線を水平方向に 20 μm ずつ移動して同様の測定を行った。この場合、細線の全幅が一画素内にあり、画素間に光のにじみがなければ、観察される温度上昇は 1 ピクセルに限られる。しかし、実際に得られた見かけの温度上昇は図 8 に示すとおり、隣接する数ピクセルで生じ、クロストークによる光のにじみが生じることが明らかになった。なお、温度のピーク位置は白金線の位置に依存して異なるが、拡がり具合は同様であった。

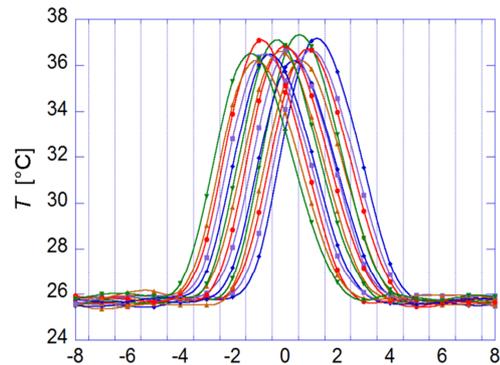


Fig. 8 Apparent temperature distribution measured by an infrared thermometer

こののにじみを以下の方法で定量的に表した。まず、赤外線カメラで各ピクセル毎に温度が表示される結果を、黒体に対するプランクの式(2)を用いて入射ふく射の強度に変換した。

$$u(\nu, T) = \frac{8\pi h \nu^3}{c^3} \frac{1}{\exp\left(\frac{h\nu}{kT}\right) - 1} \quad (2)$$

ここに、 h はプランク定数、 c は光速、 k はボルツマン定数、 ν は振動数である。本研究では赤外線カメラの検知波長範囲を考慮し波長 $\lambda = 4.0 \mu\text{m}$ としてふく射強度を算出した。

そして、温度が一定の部分（非加熱の試料表面）を基準としてふく射強度の増分を算出し、その総量で規格化したふく射強度分布を求めた。図9は、白金線が画素の中央にあり分布がほぼ左右対称となった場合の結果を示している。

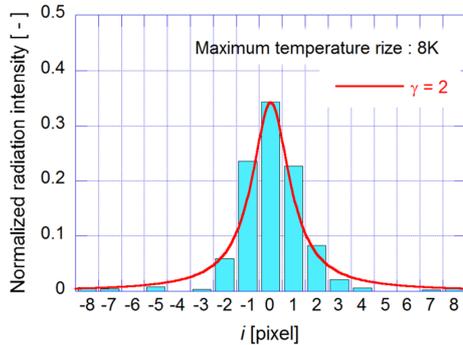


Fig. 9 Distribution of normalized radiation intensity absorbed at each pixel

この結果によると、クロストークの影響は3～4ピクセルに及んでいる。得られた光のにじみの分布を次式のローレンツ分布で近似した。

$$f(x; x_0, \gamma) = \frac{1}{\pi} \left[\frac{(\gamma/2)}{(x-x_0)^2 + (\gamma/2)^2} \right] \quad (3)$$

ここに x_0 はピーク位置、 γ は半値幅であり、 $\gamma=2$ とすると実験結果のすべてをよく近似できた。なお、この分布は白金線の温度上昇の程度すなわち加熱量に依存しないことを確認した。

上記の結果を踏まえて、理論解析で得られた温度分布が赤外線カメラを用いて測定されるとどうなるかを畳み込み（コンボリューション）手法を用いて検討した。まず、試料表面の半径方向温度分布を式(2)を用いてふく射強度分布に変換して正規化した。ある位置 x にあるピクセルの全受光強度 $U(x)$ は、その素子への入射強度から周囲へののにじみ分を差し引いたものと、周囲のピクセルからののにじみによる侵入分の総和となるため、次式で求められる。

$$U(x) = \sum_{\tau} G(\tau) f(x-\tau) \quad (4)$$

ここに、 τ はにじみの影響が及ぶ範囲にある全ピクセルの位置、 $G(\tau)$ はそのピクセルへの入射ふく射強度である。 $U(x)$ を再び式(1)の関係を用いて温度に変換すれば光のにじみを補正した理論温度分布が求められる。図10に理論解析による加熱中心温度の時間変

化およびにじみを考慮して補正を行った結果を実験結果とともに示す。理論解の温度上昇は実測値より加熱後6秒で温度上昇がおおよそ2K、20%程度高かったのに対し、コンボリューションの結果得られた温度は実験結果とほぼ一致した。したがって、赤外線カメラのにじみの検定結果を用いた測定温度の補正は妥当であると考えられる。ただし細かく見ると、解析結果と比較して温度上昇の測定結果は加熱開始直後ではやや高く3秒後以降では逆にやや低いので、さらにその原因を明らかにする必要がある。

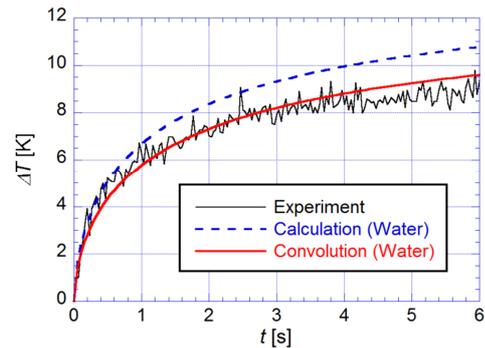


Fig. 10 Temperature rise at the center of laser-heated surface of 1% agar gel; comparison of the analysis with an experiment

5. 主な発表論文等

（研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線）

〔学会発表〕（計1件）

内田 悟, 山口直樹, 出口祥啓, 蔵田耕作, 高松 洋, 第49回伝熱シンポジウム講演論文集, 2012-5,

6. 研究組織

(1) 研究代表者

内田 悟 (UCHIDA SATORU)
九州大学・大学院工学研究院・助教
研究者番号：80038041

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし