逆問題解析を用いた軟質材料及び液体の熱伝導率推定手法*

岡部 孝裕^{*1}, 岡島 淳之介^{*2}, 小宮 敦樹^{*2}
高橋 一郎^{*3}, 円山 重直^{*4}

Estimation Method for Thermal Conductivity of Soft Materials and Liquids by Inverse Analysis

Takahiro OKABE^{*1}, Junnosuke OKAJIMA, Atsuki KOMIYA,
Ichiro TAKAHASHI and Shigenao MARUYAMA^{*1} Department of Mechanical System and Design, School of Engineering, Tohoku University
2-1-1 Katahira, Aoba-ku, Sendai, Miyagi, 980-8577 Japan

This paper describes a novel method for estimating the thermal conductivity of soft materials and liquids using a thermophysical handy tester. A thermophysical handy tester utilizing a point-contact method is a fast, non-invasive and *in-situ* device for measuring the thermophysical properties of a material. This device has been applied to various industrial materials for deterioration diagnosis and quality inspection. However, it cannot be applied to soft or liquid materials precisely. In this study, an inverse analysis of this device was conducted to make it applicable to the measurement of the thermophysical properties of these materials. In the proposed inverse analysis, a real coded genetic algorithm (GA) was used to minimize the objective function. First, a calibration experiment of the device was conducted by using agar-gelled water (0.5 wt%) to determine the apparatus constant. Then, this method was validated by measuring the thermal conductivity of some materials such as glycerol and ethanol. It was found that, the estimated thermal conductivities show good agreement with the reference values. Moreover, estimations of thermal conductivities of various materials including biological materials such as fat and muscle of pig were carried out, and reasonable values could be obtained by a proposed method in this study. However, it was revealed that there were the upper and lower limit in the measurable range which is 0.14 – 1.3 W/(m·K). Thus, a proposed method has a possibility to be effective for the measurement of thermal conductivity of the biological tissue, because the range of that is generally 0.2 – 0.6 W/(m·K).

Key Words : Point-Contact Method, Measurement Method, Soft and Liquid Materials, Genetic Algorithm, Inverse Problem, Thermophysical Property

1. 結 言

医学分野における熱を利用した治療法, 例えば温熱治療⁽¹⁾やレーザー治療⁽²⁾などの研究において, 生体内伝熱の理論的研究⁽³⁾や器官・臓器・組織の加熱/冷却過程の数値シミュレーションは, 加熱/冷却量の定量的評価をする上で非常に有効的な手段である. これらの結果の信頼性は, 生体組織内の熱輸送モデルのみならず熱物性値に大きく依存しており, それを正確に把握することは信頼あるデータの提供及び安全な治療を行うためにも必要不可欠である. しかしながら, 生体組織の熱物性測定は個体差が大きいこと, さらに体温を維持する機構である血流と代謝による発熱及び吸熱があることから困難であり, そのデータが欠乏しているのが現状である. そのため,

* 原稿受付 2013 年 6 月 17 日

^{*1} 正員, 東北大学大学院工学研究科 (〒980-8577 宮城県仙台市青葉区片平 2-1-1)^{*2} 正員, 東北大学流体科学研究所^{*3} 正員, 山形大学工学部^{*4} 正員, フェロー, 東北大学流体科学研究所

E-mail: okabe@pixy.ifs.tohoku.ac.jp

生体組織の熱物性測定に関する研究はこれまで多く行われてきた。Bhattacharya らは加熱プローブを測定物に突き刺す方法を用いて豚や牛などの皮膚や脂肪、筋肉、肝臓などの熱物性測定を行い、熱物性値の温度依存性について考察している⁽⁴⁾。しかしながら、生きた組織を傷つけるこの測定手法を、生きた動物や人間に適用することは難しい。一方、Yue らは面状ヒーターを用いて人間の前腕部を加熱し、その時の皮膚表面上の3点の温度応答の逆問題を解くことで、皮膚の熱伝導率及び比熱、血液かん流率を非侵襲的に推定した⁽⁵⁾。しかしながら、測定時間が長いことから実用レベルに達していないと言える。従って、生体組織の熱物性測定では被験者の負担を減らすためにも、非侵襲的に短時間で測定できることが必要とされる。さらに生体組織の熱物性値は個体差、体の部位や状態によって値が異なることから、常に一定の値をとると考えるよりも、その場測定によって決定される必要がある。

そこで、本研究では非侵襲や短時間、その場測定の観点から高橋らによって考案された点接触式熱物性測定法⁽⁶⁾⁽⁷⁾を実用化した固体熱物性テスターに着目し、生体組織の熱物性測定を目標とした軟質材料及び液体の熱物性測定への応用を行ってきた。図1に固体熱物性テスターの装置構成を示す。固体熱物性テスター内には先端に熱電対が取り付けられたプローブがあり、測定試料より高い温度に保つために外部ヒーターによって加熱されている。加熱時のプローブ先端からの放熱は、密閉されたプローブホルダー内の空間で行われるため、周囲の熱伝達率等に依存しない。この加熱されたプローブの先端（熱電対）を測定試料に接触させる。その時のプローブ側の温度応答をデータロガーにて100 msの周期で測定し、解析することによって熱物性値を算出することができる。また、図1に示すようにハンディタイプであるため操作性に優れており、簡易的に短時間で熱物性を非破壊測定することが可能である。さらに、金属材料や樹脂材料の熱物性測定だけでなく、品質検査技術や工業材料の劣化診断など広く応用されている⁽⁸⁾⁽⁹⁾。しかしながら、装置の特性上、軟質材料や液体に適用することは困難であった。

この問題に対して、菅井らは特殊な容器を開発し、点接触式熱物性測定法を利用した新しい少量液体の熱物性測定手法を開発した⁽¹⁰⁾。この手法を軟質材料に適用するためには、試験片の切り出しが必要となり、本研究の目標としている生体組織への応用は困難と言える。そこで著者らはポリイミド薄膜を用いた新しい非侵襲手法を提案し、水や寒天、豚の脂肪などの熱伝導率測定を行った⁽¹¹⁾。しかしながら、ポリイミド薄膜が測定に与える影響は大きく、算出される見かけの熱伝導率に文献値と差異が生じることが分かった。また、高橋らによって提案された解析解によって熱物性値を算出する手法は、血液や代謝の影響を考慮することができない。そのため、生体組織の熱物性測定を行うためにも新たな解析手法の確立が必要となる。

このような背景の下、本稿では本研究グループで確立してきた逆問題解析による熱物性値の推定手法⁽¹²⁾を固体熱物性テスターに応用し、新たなポリイミド薄膜の影響を考慮した逆問題解析手法を提案した。妥当性の検証を行うために水やエタノール、豚肉など諸種試料の測定を行い、熱伝導率の推定値と文献値の比較を行った。また、黄銅、アルミニウム、スタイロフォームの測定を行い、熱伝導率を推定することによって、本手法の測定可能範囲の推定を行った。

Fig.1 Schematic diagram of a thermophysical handy tester.

2. 固体熱物性テスター

2・1 従来の測定理論

適当に加熱し定常状態となった固体熱物性テスター内のプローブ先端（熱電対）を測定試料に接触させる．熱移動は図2に示すように微小接触面積（半径 r_0 ）から半球面波状に伝播すると仮定している．この時のプローブ側の温度応答の実測値と理論値をカーブフィッティングさせることで測定試料の熱伝導率 k_s と熱浸透率 ζ_s が求まる．温度応答の理論値は一次元球対称熱伝導方程式を解くことで求めることができる⁽⁶⁾⁽⁷⁾．

Fig. 2 Previous theoretical model for thermal contact⁽⁶⁾⁽⁷⁾.

Fig. 3 Schematic diagram of probe tip contacting sample.

2・2 軟質材料及び液体の測定における問題点

固体熱物性テスターを用いた金属や樹脂などの熱物性測定では，接触熱抵抗を軽減するために約 0.15 N の接触荷重をかけている．その時の接触状態は図3 (a) の通りである．しかしながら，測定試料が軟質材料や液体の場合，その接触荷重によって図3 (b) 左図のようにプローブ先端が測定試料にめり込む．すると，接触面積の増加に伴って熱移動も増加し，上述の従来の測定理論では算出される見かけの熱伝導率が高い値を示してしまう．さらに接触面積が安定せず再現性が得られないという問題も生じる．

上記の問題を解決するため，筆者らはこれまで図4に示すような厚さ 50 μm のポリイミド薄膜を環状のアルミニウムに張力をかけた状態で接着した装置（以後，ポリイミド薄膜と呼ぶ．）を開発し，測定に用いることで軟質材料及び液体の非侵襲的な熱物性測定を可能にした⁽¹¹⁾．接着後の薄膜の張力は，薄膜の中心に外力を与えた際に生ずる変位を測定し，初期膜張力を有する円環に接着された薄膜の関係式⁽¹³⁾から 500 N 程度であることが分かっている．また，表1にポリイミドの熱物性値を示す．図3 (b) 右図に示すようにポリイミド薄膜をプローブ先端と測定試料の接触面との間に介在させることで，プローブ先端のめり込みを防ぐことが可能となる．測定時は測定箇所をポリイミド薄膜を押し当て，その上から固体熱物性テスターで測定を行う．そのため測定試料側の形状

に制限がなく、非侵襲的な熱物性測定が可能になる。ポリイミド薄膜を介在させたとしても、プローブから測定試料への温度伝播の球対称性が維持されることは数値計算によって確認されている⁽¹¹⁾。しかしながら、ポリイミド薄膜が測定に与える影響は大きく、算出される見かけの熱伝導率に文献値と差異が生じてしまう。さらに、前節で述べた高橋らによって提案された解析解によって熱物性値を算出する手法は、血流などの影響を考慮することはできないため、今後生体組織の熱物性測定を行うためにも新たな解析手法の確立が必要となる。そこで、これまで本研究グループで確立してきた逆問題解析による熱物性値の推定手法⁽¹²⁾を適用することによって問題の解決を図った。

Fig.4 Schematic diagram of a tensioned polyimide film.

Table 1 Thermophysical properties of polyimide ⁽¹⁴⁾.

Sample	Thermal conductivity k_{pol} W/(m·K)	Specific heat c_{pol} kJ/(kg·K)	Density ρ_{pol} kg/m ³
Polyimide	0.29	1.13	1400

3. 逆問題解析

一般的に入力（原因）に対する出力（結果）を求めることを順問題、一方で出力（結果）から入力（原因）を推定することを逆問題と呼ぶ。本研究では2・2節で述べた問題を解決するために、ポリイミド薄膜の影響を考慮可能な逆問題解析手法を確立した。本逆問題解析では、固体熱物性テスターを用いて測定した温度応答と、以下に示す数値解析モデルの順問題を解くことで得られる理論温度応答の差を最小化することによって熱物性値を推定することができる。以下にその詳細を示す。

3・1 数値解析モデル

本研究で用いた数値解析モデルを図5に示す。計算時間の短縮及び熱の三次元的広がりを一次元熱伝導で考慮するため、固体熱物性テスター内のプローブにおける温度伝播を一次元、プローブ及び測定試料内は一次元球対称として記述した。各部位の寸法は実際に測定を行い、プローブの半径は0.5 mm、長さは40 mm、試料の大きさは40 mmと分かっている。実際の接触点近傍やポリイミド薄膜内の熱伝導がモデルと異なる影響に関しては、装置定数として考慮する必要がある。また、過去の研究において、試料の熱伝導率がポリイミド薄膜の熱伝導率と近い場合、温度伝播の球対称性が保たれることが分かっている⁽¹¹⁾。

Fig.5 1D and 1D spherically-symmetric numerical model.

本研究で用いた一次元及び一次元球対称モデルの支配方程式を以下に示す.

$$A_i \rho_i c_i \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(A_i k_i \frac{\partial T}{\partial x} \right) \quad (-L_p \leq x < -L_1, -L_2 < x \leq L_s), \quad (1)$$

$$A_i \rho_i c_i \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(A_i k_i \frac{\partial T}{\partial x} \right) + A_i \cdot \dot{q}_h \quad (-L_1 \leq x \leq -L_2), \quad (2)$$

ここで, T [°C]は温度, t [s]は時間, ρ [kg/m³]は密度, c [J/(kg·K)]は比熱, k [W/(m·K)]は熱伝導率, $\dot{q}_h$ [W]はヒーターの発熱量である. 添え字の p はプローブ, s は試料, h はヒーターを表す. A_i は熱流束が通過する面積であり, 次式で表される.

$$A_i = \pi r_p^2 \quad (-L_p \leq x \leq 0), \quad (3)$$

$$A_i = 2\pi x^2 \quad (r_c \leq x). \quad (4)$$

ここで, L_p [m]はプローブの長さ, L_s [m]は試料の長さ, r_p [m]はプローブの半径, r_c [m]はプローブ先端と試料の接触半径である. プローブ先端から 10 mm 離れた点から長さ 5 mm のヒーターが存在するため, 一定の発熱量 $\dot{q}_h$ を与える. また, プローブはヒーターにより加熱され, 十分時間が経過した状態で測定試料に接触したと仮定し, 接触後 10 秒間の温度変化を計算する. ここで, 初期条件としてプローブの温度は実験開始時のプローブ先端の温度で同様であるとした. なお, 固体熱物性テスター内の初期温度分布が与える実験時のプローブ先端の温度応答への影響は, 無視できるオーダーであることが理論解析によって示されている⁽¹⁵⁾. プローブ先端内に温度分布が生じないように一つのグリッドとしており, 熱量は断面積 A_p を通して熱電対に流入し, 断面積 A_c を通して試料に流出する. 本研究では, 式 (1) 及び (2) を有限体積法によって離散化し, 完全陰解法を用いて計算を行った⁽¹⁶⁾. グリッド数は 50000 とし, 境界条件は熱電対表面以外の面に対して断熱条件を用いた.

3・2 目的関数

本逆問題解析手法では, 温度応答の実験値と計算値を比較するために式 (5) のような目的関数を導入した. この目的関数を次節で詳述する実数値遺伝的アルゴリズムを用いて最小化することによって, 熱物性値を推定することができる.

$$\varphi(\mathbf{r}) = \int_0^{t_e} |T_{exp} - T_{calc}| d\tau \quad (5)$$

ここで, T_{exp} [°C]は固体熱物性テスターによって測定された温度, T_{calc} [°C]は上述の数値解析モデルの順問題を解くことによって得られる温度, t_e [s]は測定終了時間である. 本逆問題解析手法は多次元変数の最適化が可能であるため, 試料の熱伝導率 k_s [W/(m·K)], プローブと試料との接触半径 r_c を変数とし, 試料の熱伝導率の推定を行う. ここで, 各測定における接触荷重の変化に伴う接触状態の変化を考慮するために接触半径を変数に加えている. そのため, 測定毎の接触状態の変化を同時に最適化することが可能となる. また, 試料の密度及び比熱の同時推定もそれらを変数に加えることによって可能と考えられるが, 本論文では変数を減らすために, 既知の値を用いて計算を行う. 測定時の推定する変数の組を変数ベクトルとして次式で表す.

$$\mathbf{r} = (k_s, r_c) \quad (6)$$

3・3 目的関数の最小化

逆問題解析において目的関数を最小化するための最適化手法は, 正確な解を得るためにも重要である. これまで高速収束などの理由から共役勾配法や最急降下法などの勾配法が最適化手法として多く使われてきたが, その多くがパラメータ空間内の初期解の選定に強く依存している. 目的関数が複雑な場合, 初期解が適切なものでな

いと、得られた解は最適解ではなく、高い可能性で局所解に収束する。さらに、多変数の最適化問題になると、目的関数の形状が非常に複雑になり、最適解を効果的に探索するための初期解を選定することが困難となる。本研究の目的関数において、多数の局所解が存在していることが確認されているため、上記の勾配法などの最適化手法では真の解を探索することは難しいと考えられる。

そこで、本研究では自然淘汰の原理に基づいた大域的最適化手法として知られる遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm, GA) に着目した。GA は決定論的ではなく、確率的な方法であり、解の評価には目的関数のみを用い、その勾配は用いない。また、勾配法や焼きなまし法のように 1 点の初期解から探索するのではなく、多数の点から同時に探索を行うことから、多峰性や非分離性が強い関数の最適化も可能である。本研究ではその中でも、小野らによって提案された単峰性正規分布交叉 (Unimodal Normal Distribution Crossover, UNDX) を用いた実数値遺伝的アルゴリズムを目的関数の最小化手法として採用した⁽¹⁷⁾。UNDX は多峰性や非分離性の関数の最適化にも良好な探索性能を示し、困難とされるレンズ系の設計問題にも応用されている⁽¹⁸⁾。なお、UNDX は突然変異なしでも良い探索性能を示すことが知られており、本論文では突然変異を用いていない。また、多様性維持に優れたことが示されている世代間最小ギャップモデルを世代交代モデルとして採用した⁽¹⁹⁾。実際の計算では、実数値遺伝的アルゴリズムを 2 変数の場合は 500 世代、3 変数の場合は 1500 世代実行した。計算時間は Intel(R) Xeon(R) x5650 (2.67GHz) を用いた結果、それぞれ 3 時間及び 9 時間程度であった。以下に本研究で行った目的関数の最小化の手順を示す。

(1) 初期集団生成

物理的に妥当な範囲で乱数にて複数個の実数値ベクトルを生成し、それを初期集団とする。

(2) 複製選択

集団からランダムに交叉のための 2 つの個体 (親) を選択する。

(3) 子の生成

(2) で選択された 2 つの個体 (親) に対し、UNDX を n 回適用し、新たな個体 (子) を $2n$ 個生成する。ここで、UNDX において正規分布の標準偏差を決めるための第 3 の親は集団からランダムに選ばれ、参照される。

(4) 生存選択

2 つの親と精製された全ての子を合わせた個体集団から 2 個体を選択し、集団中の両親と置き換える。ここで、選択される個体は、最良個体及び最良個体を除いた残りの集団から目的関数のランクに基づくルーレット選択により選ばれた個体である。

(5) 停止条件が満たされるまで (2) から (4) を繰り返す。本研究の停止条件は、各変数の数にて設定された回数の計算が行われた時に停止する。

4. 熱伝導率測定

4・1 実験方法

本研究で行った固体熱物性テスターを用いた温度応答測定実験の手順を以下に記述する。

- (1) 測定試料内温度が室温で均一となるように十分時間が経過したものを使用する。なお、測定時の周囲温度は 25°C で一定に保たれている。
- (2) 固体熱物性テスターのプロープ先端部の温度が試料より 20°C 程度高い状態で定常になるように十分時間が経過してから実験を開始する。
- (3) 接触熱抵抗の軽減のためにポリイミド薄膜の表面に超音波ジェルを塗布し、測定試料とポリイミド薄膜との間に空隙ができないように設置する。
- (4) 固体熱物性テスターをポリイミド薄膜の上にセットし、プロープ先端を測定試料に約 0.15N の接触荷重で接触させる。その時のプロープ先端の温度応答を約 10 秒間測定する。
- (5) 測定終了後、固体熱物性テスターを測定試料から離し、プロープ先端の温度が再び定常となるまで 3 分間放置する。
- (6) (4) から (5) までを 5 回繰り返し行う。
- (7) 測定終了後、全ての温度応答の結果について以下に示す逆問題解析を行い、熱伝導率を推定する。

4・2 校正実験

上述の逆問題解析手法における数値解析モデルでは、実際の測定条件と差異がある。例えば、接点近傍やポリイミド薄膜内の熱伝導がモデルと異なることや、実験時の接触熱抵抗、プローブ先端の表面酸化膜の影響、さらにはリード線等からの熱損失を考慮していない。そのため、プローブ先端の熱物性値に文献値や測定値を与えることは適切でない。一方、本数値解析モデルでは、プローブは断熱されており、かつ実験開始時のプローブ先端の温度で一様であると仮定している。しかしながら、実際には装置内の初期定常温度分布や、プローブを覆う断熱材等への熱損失がある。そのため、本来は既知であるはずのヒーターからの発熱量をそのまま与えて計算することができない。これら2つを変数として加えて計算することも可能であるが、計算時間の増大を考えると好ましくない。そこで、熱物性値が既知の材料を用いて測定実験を行うことによって装置定数の決定を行う。試料の熱伝導率を既知とし、さらにプローブ先端の熱伝導率及びヒーターの発熱量を上述の諸影響を含めた装置定数として変数に加え、逆問題解析を行うことによって決定する。校正実験は対流の影響をなくするため寒天で固めた水 (0.5 wt%) を用いて行い、前節に示した手順で測定する。装置定数決定時の変数ベクトルを式(7)に示す。

$$\mathbf{r} = (k_{TC}, \dot{q}_h, r_c) \quad (7)$$

ここで、 k_{TC} [W/(m・K)] はプローブ先端 (熱電対) の熱伝導率、 $\dot{q}_h$ [W] はヒーターの発熱量である。実際に得られた結果を表2に示す。これらの結果を装置定数として計算を行っていく。

Table 2 Results of a calibration experiment.

Temperature, °C	Thermal conductivity of thermocouple k_{TC} , W/(m・K)	Heat generation rate $\dot{q}_h$, mW
25	14.2	15.6

4・3 妥当性の検証

測定試料は、本手法の妥当性の検証のために熱物性値が既知である水、エタノール及びグリセリン、有用性の検証のために軟質の生体材料である豚の筋肉、脂肪及び肝臓を用いて実験を行った。水の測定は、自然対流の影響を検証するために行った。さらに熱物性測定可能範囲を検証するためにポリイミド薄膜 ($k_{pol} = 0.29$ W/(m・K)) に比べて熱伝導率が極端に低いスタイロフォーム、極端に高い真鍮及びアルミニウムの測定も行った。これら測定試料の熱伝導率、密度及び比熱を表3に示す⁽¹⁴⁾⁽²⁰⁾⁽²¹⁾⁽²²⁾⁽²³⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾。表中の豚の筋肉、脂肪及び肝臓の熱物性値は組成や状態によって大きく異なるため、本研究では一つの参考値として扱っている。なお、本研究の最終目標である生体組織の熱物性測定の場合、密度及び比熱の個体差の影響は熱伝導率の個体差の影響よりも小さいため、密度及び比熱は既知の値を用いて計算を行う。

Table 3 Thermophysical properties of measurement sample ⁽¹⁴⁾⁽²⁰⁾⁽²¹⁾⁽²²⁾⁽²³⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾.

Sample	Thermal conductivity k_s , W/(m・K)	Specific heat c_s , kJ/(kg・K)	Density ρ_s , kg/m ³
Water	0.61	4.18	997
Glycerol	0.31	2.39	1257
Ethanol	0.17	2.45	7835
Fat of pig	0.094 - 0.37	2.30 - 2.92	910 - 1070
Muscle of pig	0.34 - 0.68	2.85 - 3.50	1000 - 1090
Liver of pig	0.42 - 0.57	3.60 - 3.63	1050 - 1060
Styrofoam	0.03	1.10	30
Aluminum	237	0.905	2688
Brass	117	0.375	8390

図6に水、エタノール、グリセリン、豚の筋肉、脂肪及び肝臓の熱伝導率の推定結果を示す。豚の筋肉、脂肪及び肝臓の文献値は表3に示す値の平均値であり、個体差等による値のばらつきの範囲も同様に示している。各プロットは5回測定の実験値を表しており、図中のy方向のエラーバーは標準偏差を表している。水、エタノール及びグリセリンの推定結果において、文献値と非常に良い一致を示しており、ポリイミド薄膜の影響を考慮し、妥当な値を推定することができたと考えられる。水の推定値に注目すると、文献値と誤差の範囲内で一致しており、本手法は試料内の対流の影響を受けずに測定できる可能性を示している。豚の筋肉、脂肪及び肝臓の推定結果に関しては、状態や組成によって異なるもののこちらも同様に文献値と同等の値を示していることが分かる。しかしながら、精製水などの推定値に比べて標準偏差の値が大きい。この原因として、生体組織は不均一物質であるため、測定時に変化する微量な位置の違いが影響している可能性がある。

Fig. 6 Comparison between estimated and literature value of thermal conductivity ⁽¹⁴⁾⁽²⁰⁾⁽²¹⁾⁽²²⁾⁽²³⁾.

また、本逆問題解析を行うことで、温度応答の実験値と理論値を一致させることができるか確認するために、図7に水の場合の温度応答の実験値と理論値の比較を例として示す。図から温度応答の実験値と理論値は非常に良い一致を表しており、本逆問題解析手法を用いることで目的関数を最小化できることが示された。

以上のことから、本研究で確立したポリイミド薄膜の影響を考慮した逆問題解析手法は、固体熱物性テスターを用いた測定に適用でき、より正確な様々な軟質材料及び液体の熱伝導率の推定が可能であると考えられる。

Fig. 7 Comparison between experimental and calculation result of temperature response.

図8にスタイロフォーム, 真鍮及びアルミニウムの推定値を加えた結果を示す. 図から本逆問題解析手法には, $0.14\text{--}1.3\text{ W/(m}\cdot\text{K)}$ の測定可能範囲の上限と下限が存在していることが分かる. ポリイミド薄膜と比べて極端に熱伝導率が低いスタイロフォームの場合, ポリイミド薄膜へ伝播する熱量が測定試料へ伝播する熱量よりも大きくなってしまったため, 温度伝播の球対称性が崩れた可能性がある. そのために測定可能範囲に下限が生じたと考えられる. 一方, 真鍮及びアルミニウムの場合, ポリイミド薄膜の熱伝導率が熱電対及び試料に比べて極端に低いいため, 熱伝導がポリイミド薄膜に律速され, 試料の熱伝導率の影響が小さくなる. それによって, 実験時の温度応答が小さくなり, 熱伝導率の推定値が極端に低い値になったと考えられる. さらに, 真鍮やアルミニウムは他の試料に比べて極端に硬いため, 試料と熱電対またはポリイミド薄膜の間の接触熱抵抗が増大すると考えられる. しかしながら, 本手法ではその接触熱抵抗の増大を計算にて考慮していないため, 熱伝導率の推定値に影響を及ぼした可能性がある. 以上のことが測定可能範囲の上限が生じた原因と考えられる. また, 真鍮及びアルミニウムの場合, 本来ならば熱伝導率に差があるため実験結果にも同様に差が生じるはずだが, 上述の理由で温度応答が小さくなったため, その差を検出することができなくなった. そのため, 真鍮及びアルミニウムの推定値が同等の値を示したと考えられる. しかしながら, 本研究で目的としている生体組織の熱伝導率は $0.2\text{--}0.6\text{ W/(m}\cdot\text{K)}$ 程度であることから, 本研究で確立した熱伝導率測定手法は生体組織の測定に有効であると考えられる.

Fig. 8 Comparison between estimated and literature value of thermal conductivity⁽¹⁴⁾⁽²⁰⁾⁽²¹⁾⁽²²⁾⁽²³⁾.

Table 4 Estimated contact radius and thermal conductivities.

Sample	Estimated contact radius r_c , μm	Estimated thermal conductivity k_s , $\text{W/(m}\cdot\text{K)}$
Water	153 ± 2.4	0.62 ± 0.018
Glycerol	171 ± 8.7	0.32 ± 0.020
Ethanol	161 ± 6.3	0.19 ± 0.013
Fat of pig	191 ± 14.5	0.25 ± 0.023
Muscle of pig	172 ± 8.2	0.47 ± 0.062
Liver of pig	162 ± 9.2	0.57 ± 0.66
Styrofoam	220 ± 2.2	0.14 ± 0.013
Aluminum	136 ± 8.2	1.27 ± 0.34
Brass	134 ± 3.7	1.32 ± 0.21

表4に実験時の試料とプローブ先端の接触半径の推定値及び熱伝導率の推定値, さらに標準偏差を示す. 本研究で用いた固体熱物性テスターのプローブ先端の半径はおよそ $350\text{ }\mu\text{m}$ である. 一方, 表中の本研究で推定した

接触半径は実際のプローブ先端の半径よりも小さな値であり, 妥当な範囲で推定できていると考えられる. また, アルミニウムや黄銅などの比較的硬い試料の場合は接触半径が小さく見積もられており, 試料の硬さを考慮できていることが示されている.

5. 結 論

本稿では, 固体熱物性テスターを用いた生体組織の局所熱物性測定の実現を目標とした軟質材料及び液体の熱物性測定手法の構築を行い, 以下の結果が得られた.

- (1) これまで問題となっていたポリイミド薄膜の影響を考慮した新たな数値解析モデルを用いた逆問題解析手法を構築し, 様々な試料の測定を行った. その結果, 各試料にて文献値と良い一致を示した.
- (2) スタイロフォーム, 真鍮及びアルミニウムの測定を行うことで, 本逆問題解析手法の測定可能範囲に上限と下限($0.14\text{--}1.3\text{ W/(m}\cdot\text{K)}$)が存在することが分かった.
- (3) 一般に生体組織の熱伝導率は $0.2\text{--}0.6\text{ W/(m}\cdot\text{K)}$ 程度であることから, 本研究で確立した熱伝導率測定手法は, 生体組織の測定に有効である可能性を示した. なお, 本手法を用いた *in-vivo* の生体組織 (ヒトの皮膚など) の熱物性測定では, 接触時間が 10 秒程度であること, ポリイミド薄膜を介していること, プローブと試料の接触面積が非常に小さいことなどの理由から, 低温火傷を引き起こす可能性は低いと考えられる.

文 献

- (1) Maruyama, S., Takashima, S., Okajima, J., Komiya, A., Seki, T., and Yambe, T., “Thermal Therapy and Evaluation by a Precise Temperature Control Device”, *Heat Transfer-Asian Research* Vol. 40, No. 2 (2011), pp. 114-124.
- (2) Maruyama, S., Sato, Y., Sakurai, A., Okajima, J., Baneshi, M., and Komiya, A., “Analysis of Axisymmetric Radiative Heat Transfer in Biological Tissue Using the Radiative Element Method”, *Proceedings of 8th International Conference on Flow Dynamics*, (2011), pp. 534-535.
- (3) Okajima, J., Maruyama, S., Takeda, H., and Komiya, A., “Dimensionless solutions and general characteristics of bioheat transfer during thermal therapy”, *Journal of Thermal Biology*, Vol. 34, (2009), pp. 377-384.
- (4) Bhattacharya, A. and Mahajan, R. L., “Temperature Dependence of Thermal Conductivity of Biological Tissues”, *Physiological Measurement*, Vol. 24, (2003), pp. 769-783.
- (5) Yue, K., Zhang, X., and Zuo, Y. Y., “Noninvasive Method for Simultaneously Measuring the Thermophysical Properties and Blood Perfusion in Cylindrically Shaped Living Tissues”, *Cell Biochemistry and Biophysics*, Vol. 50, (2008), pp. 41-51.
- (6) Takahashi, I., and Emori, M., “Measuring Method of Three Thermophysical Parameters of Solids by a Thermal Probe with Instantaneous Point Contact: Measuring Principle”, *Heat Transfer-Asian Research*, Vol. 32, (2003), pp. 191-201.
- (7) Takahashi, I., and Emori, M., “Measuring Method of Three Thermophysical Parameters of Solids by a Thermal Probe with Instantaneous Point Contact: Discussion about applicability and measuring condition”, *Heat Transfer-Asian Research*, Vol. 32, (2003), pp. 202-211.
- (8) 越川康之, 加藤和憲, 鹿野一郎, 高橋一郎, “固体熱物性テスターによる樹脂成型加工品の品質検査技術”, 熱物性, Vol. 19, (2005), pp. 216-221.
- (9) Kato, K., and Takahashi, I., “Diagnostic Technique for Deterioration Inspection of Metallic Products through the *In situ* Measurement Using a Thermophysical Handy Tester”, *Journal of Thermal Science and Technology*, Vol. 5, No. 1 (2010), pp. 87-98.
- (10) 菅井孝輔, 高橋一郎, 鹿野一郎, “固体熱物性テスターによる少量液体の熱物性測定法”, 第 28 回日本熱物性シンポジウム講演論文集, (2007), pp. 216-221.
- (11) 岡部孝裕, 眞下央, 岡島淳之介, 小宮敦樹, 高橋一郎, 円山重直, “点接触式熱物性測定法を利用した軟質材料及び液体の熱伝導率測定手法”, 熱物性, Vol. 26, No. 3 (2012), pp. 136-141.
- (12) 岡島淳之介, 小宮敦樹, 円山重直, “位相シフト干渉計を用いた濃度計測と逆問題解析による物質拡散係数の導出”, 第 29 回日本熱物性シンポジウム講演論文集, (2008), pp. 278-280.

- (13) Wan, K., Guo, S., and Dillard, D. A., “A Theoretical and Numerical Study of a Thin Clamped Circular Film under an External Load in the Presence of a Tensile Residual Stress”, *Thin Solid Films*, No. 425 (2003), pp. 150-162.
  - (14) 日本熱物性学会編, 新編熱物性ハンドブック, 第1版 (2008), p. 314 and p.585, 養賢堂.
  - (15) 高橋一郎, 佐藤健一, “点接触式温度プローブによる固体熱3定数の測定法 (温度プローブの改良)”, 熱物性, Vol. 17, No. 1, (2003), pp. 18-23.
  - (16) Patankar, S. V., 原著, 水谷幸夫, 香月正詞共著, コンピュータによる熱移動と流れの数値計算, (1983), 森北出版.
  - (17) 小野功, 佐藤浩, 小林重信, “単峰性正規分布交叉 UNDX を用いた実数値 GA による関数最適化”, 人工知能学会誌, Vol. 14, (1999), pp. 1146-1155.
  - (18) Ono, I., Kobayashi, S., and Yoshida, K., “Optimal lens design by real-coded genetic algorithms using UNDX”, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 186, (2000), pp. 483-497.
  - (19) 佐藤浩, 小野功, 小林重信, “遺伝的アルゴリズムにおける世代交代モデルの提案と評価”, 人工知能学会誌, No. 12, No. 5 (1997), pp.734-744.
  - (20) 日本機械学会, JSME テキストシリーズ 伝熱工学, (2007), p. 23, 日本機械学会.
  - (21) Bowman, H. F., Cravalho, E. G., and Woods, M., “Theory, Measurement and Application of Thermal Properties of Biomaterials”, *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, Vol. 4, (1975), pp. 43-80.
  - (22) Rahman, S., *Food properties handbook* (1995), CRC Press.
  - (23) Shitzer, A., and Eberhart, R. C., *Heat Transfer in Medicine and Biology*, Vol. 2, (1985), p. 414, Plenum Press.
  - (24) Patterson, J., and Strang, E., “The Role of Blood Flow in Hyperthermia”, *International Journal of Radiation Oncology · Biology · Physics*, Vol. 5, (1979), pp. 235-241.
  - (25) Liang, P., Dong, B., Yu, X., Yu, D., Cheng, Z., Su, L., Peng, J., Nan, Q., and Wang, H., “Computer-Aided Dynamic Simulation of Microwave-Induced Thermal Distribution in Coagulation of Liver Cancer”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 48, No. 7, (2001), pp. 821-829.
-