生体皮下組織の熱伝導率と熱拡散率の *in vivo* 測定 In Vivo Measurement of Thermal Conductivity and Thermal Diffusivity of Biological Tissues

○正 張 興 (九大機能研) 戸部田 良輔 (富士通)
正 藤井丕夫 (九大機能研) 正 高松 洋 (九大機能研)

Xing ZHANG, Inst. Adv. Mat. Study, Kyushu Univ., Kasuga 816-8580

Ryousuke TOBETA, Fujitsu, Kawasaki 211-8588

Motoo FUJII, Inst. Adv. Mat. Study, Kyushu Univ., Kasuga 816-8580

Horoshi TAKAMATSU, Inst. Adv. Mat. Study, Kyushu Univ., Kasuga 816-8580

A non-contact method was used to measure the thermal conductivity and thermal diffusivity of biological tissues. The method is based on the fact that the time variation of the heated surface temperature depends mainly on the thermal properties of the material when its surface is heated locally. A CO₂ laser and an infrared thermometer were used for heating and surface temperature measurements. The measured temperature variation was compared with that obtained numerically in advance, then the thermal conductivity and thermal diffusivity were evaluated simultaneously. Uncertainty analysis showed that the present method could measure the thermal conductivity and thermal diffusivity of biological tissues within uncertainties of 5 and 10 %, respectively.

Key Words: Thermal Conductivity, Thermal Diffusivity, Biological Tissues, *in vivo* Measurement

1. 緒言

ハイパーサミア、凍結手術など熱を利用した医療技術の開発には生体組織の熱物性値を精確に知ることが重要である。しかし、生体の熱物性は血流の影響を受け、また、外的刺激に対しても敏感に反応するので、*in vitro*での測定や温度センサーを生体内に取り付ける測定法は好ましくない。したがって、*in vivo*での非接触測定が生体の熱物性測定には最も適している。本報では著者らが開発した測定装置⁽¹⁾を用い、生体皮下組織の熱伝導率と熱拡散率を非接触・*in vivo*で測定した結果について報告する。

2. 測定原理および測定手順

本測定法の原理は、局所的に加熱された物体の温度応答が物体の熱伝導率と熱拡散率に依存するという事実に基づいている。Fig. 1に示すように物体表面をレーザーによりふく射加熱したときの加熱部近傍の表面温度応答を赤外線温度計により測定し、結果を二次元数値解析によって予め求められた加熱量と温度応答との関係と比較することにより物体の熱伝導率と熱拡散率を算出する。

Fig. 2に測定値と数値解を比較して熱伝導率と熱拡散率を算出する手順を示す。熱量分布 $q(r, z)$ を考慮した無次元熱伝導方程式の数値解析結果は、試料表面の自然対流およびふく射による放熱量を除いた正味熱流束 q_n を用いると、図(a)に示すように無次元温度 $\Theta^* (= \Delta T / (q_n r^* / \lambda))$ とフーリエ数 $Fo (= \alpha t / r^{*2})$ の二つの関係式で表される。一方、測定値は図(b)のように ΔT と τ との有次元の関係で表される。この両者を比較することにより熱伝導率と熱拡散率が以下の手順で算出される。

Fig.1 Physical model.

(a) Simulation

(b) Measurement

Fig.2 Evaluating method for λ and α .

まず、図(b)からある時間 τ_1 に対応する ΔT_1 、図(a)から熱拡散率の仮定値に基づく τ_1 に相当する Fo_1 および Θ^*_1 を求める。 ΔT_1 と Θ^*_1 を比較し、熱伝導率の第一近似値を求める。次に、 ΔT を $\tau=0 \sim \tau_1$ および Θ^* を $Fo=0 \sim Fo_1$ の範囲にわたって積分する。先に求めた熱伝導率を固定し、熱拡散率の関数である測定値と理論値の積分結果を等置し、熱拡散率の第一近似値を求める。熱伝導率および熱拡散率の値が一定値に収束するまで、以上の過程を反復する。

3. 実験

測定装置の概要をFig. 3に示す。装置は、シャッター③付きの波長 10.6 μ m のCO₂レーザー④、赤外線温度計システム⑥～⑨および試料①から構成されている。直径 10 μ m のピンホールとフォトダイオードを用いて測定したレーザーの相対的な光強度分布はガウス分布に近い。レーザー出力はパワーコントローラ⑤で調整し、測定前後での値をパワーメータ②とデジタルマルチメータ⑩で測定した。この場合、パワーメータの測定分解能は 0.1mW 程度で、測定前後のパワーメータ出力の変動は $\pm 3\%$ 以内であった。なお、レーザー出力を約 50mW 程度としたとき、加熱中心点での皮膚表面温度は加熱開始後 5s で約 8 $^{\circ}$ C 上昇する。

Fig.3 Schematic of experimental apparatus.

試料表面温度の測定に用いた赤外線温度計は二次元的な測定が可能なシステムで、1/30s 毎の温度変化を実時間で測定、記録できる。本測定では温度測定範囲を 20~40℃に設定した。この場合、温度測定の分解能は約 0.1℃となる。なお、温度計測の空間分解能は、試料との距離を 10cm と設定した本測定の場合、約 0.1mm である。

4. 結果および考察

Fig. 4 に男性被検者の前腕外側を局部的に CO₂ レーザー加熱した場合の加熱中心における表面温度の経時変化を示す。熱伝導率と熱拡散率の算出手順において、まず測定時間 τ_1 を適当に決める必要がある。試行錯誤の結果、時間 τ_1 は 3~5 秒の間に採れば熱伝導率 λ および熱拡散率 α の算出精度が高くなることが明らかになった。ここでは、時間 τ_1 を 3.5, 4, 4.5, 5s としたときに得られる値の算術平均を測定値とした。なお、各時間について得られた値と平均値との差異は、 λ で $\pm 2\%$ 、 α で $\pm 5\%$ 以内である。このようにして得られた λ の測定値を文献値⁽²⁾と比較して、Fig. 5 に示す。図の横軸はサンプル番号で、(a)および(b)はそれぞれ2名の二十代男性被検者の前腕外側の本測定結果(血行正常)、他はそれぞれ(c)腕、(d)手、(e)皮膚(血行正常)、(f)皮膚(血行なし)、(g)死体に関する文献値⁽²⁾である。本測定結果(白丸と黒丸印)は血行が正常な場合の文献値と近い値となっている。また、文献値によると熱伝導率は血流によって大きく変化する。血行正常の場合に比して、血行なしおよび死体の熱伝導率の値はそれぞれ約 35 および 45%が低い。

Fig. 6 は熱拡散率について本測定結果と in vitro 測定で得ら

Fig.4 Mean surface temperature variations.

Fig.5 Comparison of thermal conductivity between measured and reference values.

Fig.6 Comparison of thermal diffusivity between measured and reference values.

れた皮膚サンプルの測定値を比較したものである。横軸にはサンプル厚さがとってある。熱拡散率の値は皮膚サンプルの厚さが増すとともに大きくなっているが、本測定値(実線と破線)は $\delta = 0.9$ mm の厚さに相当している。

本測定法の不確かさを数値シミュレーションにより検討した。①熱流束の不確かさは測定前後でのレーザー出力の変動量($\pm 3\%$)、②加熱半径 r^* の不確かさはピンホールの移動刻み(20 μ m)の加熱半径(2.5 mm)に対する比率、③表面平均温度上昇 ΔT_s の不確かさは赤外線温度計の 1/30s 毎の測定における変動量(± 0.1 K)、また、④生体皮下組織における CO₂ レーザーの吸収係数(文献⁽³⁾より $\beta = 911$ cm⁻¹)の不確かさ($\pm 10\%$)に基づいて評価した。これら①~④の不確かさがもたらす熱伝導率の不確かさはそれぞれ ± 3.4 、 ± 1.0 、 ± 0.05 および $\pm 0.5\%$ 以内であり、熱拡散率の不確かさはそれぞれ ± 0.8 、 ± 3.0 、 ± 4.2 および $\pm 1.5\%$ 以内である。したがって、本測定法により生体皮下組織における熱伝導率および熱拡散率の不確かさはそれぞれ ± 5 および $\pm 10\%$ 以内と見積られる。

5. 結言

生体皮下組織の熱伝導率と熱拡散率を非接触・in vivo で同時測定し、従来の測定値と比較するとともに、測定精度について検討した。その結果、本測定法により生体皮下組織の熱伝導率および熱拡散率がそれぞれ ± 5 および $\pm 10\%$ 以内の不確かさで測定できることを示した。

参考文献

- (1) Fujii M. et al, Int. J. Thermophys., 18(1), p.251, 1997.
- (2) 横山真太郎, 生体内熱移動現象, 1993.
- (3) Shitzer A. and Eberhart R. C., Heat Transfer in Medicine and Biology, Plenum Press, 1985.