

講演 5

生体の熱定数と温度感覚の測定

東大生研[○]棚沢一郎, 消防研 渡部勇市, 関西電力 勝田直IN VIVO MEASUREMENT OF THE THERMOPHYSICAL PROPERTIES OF BIOLOGICAL SYSTEMS
AND ITS APPLICATION TO THE STUDY ON THERMAL SENSATION

Ichiro TANASAWA*, Yuichi WATANABE**, Tadashi KATSUDA***

*Institute of Industrial Science, Univ. of Tokyo

Fire Research Institute, Ministry of Home Affairs, *Kansai Electric Power Co.

A method of *in vivo* measurement of the thermophysical properties of biological tissues is developed. The thermal conductivity and other thermophysical properties of living tissues are measured by means of the modified contact method with a maximum error of $\pm 20\%$.

This method is an improvement of the contact-unsteady method: A solid cylindrical probe having a uniform temperature which is different from that of the tissue is brought into contact with the object surface and the change of the temperature inside the probe is measured and recorded from this instant on. Since the thermal properties of the probe material are known in advance, those of the tissue can be derived from the result of the transient two-body heat conduction analysis.

A major advantage of this method over others is that it causes no destruction at all of the tissue, while a disadvantage is that only the properties in the vicinity of the surface are measurable.

The same technique can be applied to the study on the characteristics of the local thermal sensation of the human skin. The result of the preliminary experiment is also introduced in the present report.

1. 序論

皮膚その他の生体組織の熱的物性値(熱伝導率・温度伝導率・比熱など)を迅速かつ精度よく測定すること, しかも組織を傷つせずにこれを行なうことを目的として, 著者らは接触非定常測定法を開発した。この方法は, かつて抜山¹⁾, 梅原²⁾らによって研究されたものであり, 何よりもまず組織の破壊なしに測定できるという長所をもっている。他の方法, たとえば Chato³⁾ による球状サーミスタ素子挿入法, Cooper-Trezek⁴⁾ による針状熱電対挿入法などでは, 異物の挿入に伴う組織の局部的破壊, 炎傷などの影響が避けられない。(なお, 種々の方法についての詳しい比較は, 棚沢-勝田⁵⁾を参照のこと。) 一方, 接触法の欠点は, 組織の表面付近の物性しか測定できないということである。

本報告では, まずこのような測定法の概略とそれによる測定結果を示す。

さらに, 著者らは現在この接触測定法の原理を, 人間の皮膚の温度感覚の研究に応用することを研究中である。これについての中間的報告をも併せて行ないたい。

2. 測定の原理

皮膚の表面に, 皮膚とは温度の異なる固体を接触させると, 「冷たい」とか「温かい」とかいう感覚が生ずる。これは, 皮膚と固体との間に熱移動が生じ, 表皮下にある(と言われている)温度受容器が刺激されるからである。このとき, 同一温度の物体を接触させても, その熱的物性の違いによって, 生ずる温度感覚の強弱に差ができることは日常経験されることである。たとえば, 低温の銅棒と木の棒とを較べた場合, 銅棒の方がより「冷たい」という感覚を与える。これは明らかに銅の熱伝導性が木にくらべて大きいからである。

著者らは、この現象を利用して生体組織の熱定数および温度感覚を測定することを考えた。

すなわち、固体材料でつくった適当な寸法の丸棒を用意し、これを測定したい組織の表面温度とは異なった温度にしておく。この丸棒の一端を、組織表面に接触させると、両物体間に熱移動が生ずる。熱移動速度は両物体の形状と熱定数によってきまる。いま丸棒材料の熱定数がわかっていて、しかも棒内の温度変化が測定できれば、非定常熱伝導解析の結果から、組織側の熱定数を求めることができる。これが熱定数測定の実理である。

この方法は、既に述べたように、浅山¹⁾、梅原²⁾らによって研究されたものであるが、これらの先駆的研究においては、二つの半無限固体どうしの接触という仮定のもとで理論解析が行なわれたため、実際の測定においてもある程度以上の大きさの接触面をつくり出すことが必要であった。しかし、生体表面は多くの場合かなり複雑な形状をしており、十分な面積をとる余地のないことがしばしばである。著者らの方法ではこの点の改良がなされている。

次に、上と同じ道具を用い、棒と皮膚との温度差をいろいろに変えて接触測定を行なうながら、被測定者が感じる温度感覚を記録していくことにより、その被験者の温度感覚の諸特性(たとえば刺激閾、弁別閾など)を知ることができる。さらに、皮膚側の熱定数および温度受容器の配置がわかっているれば、人間の温度感覚がどのような伝熱的条件に基づいて作動するものであるかを明らかにすることができるはずである。

著者らは、熱的物性値の測定には直径5 mmの純銅の丸棒を、温度感覚の測定には、直径3 mm, 5 mm, 10 mmの純銅、ビスマスおよびテフロン丸棒を用意した。これらの棒を被測定面に接触させた瞬間以後、非定常熱伝導の解析法およびその結果については記述を省略する(なお、棚沢・勝田³⁾を参照)。

3. 熱定数の測定方法および結果

図1は、被測定組織からの(あるいは組織への)熱の流れを測定するための用具である。本体部は高純度(99.99%)の銅の丸棒で、直径5 mm、長さ62 mmである。温度変化測定のためには銅-コンスタンタン熱電対を用いたが、それを埋め込むために丸棒を半割りとし、接触面側から測ってそれぞれ1.0 mm, 2.20 mm, 3.29 mmの位置に直径0.5 mm、深さ0.5 mmの孔をあけ、それぞれ直径0.08 mmのコンスタンタン線の先端を穿しこみ、小さな銅管とともに封めた。

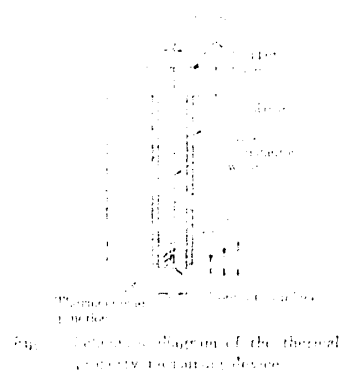


Fig. 1. Schematic diagram of the thermal conductivity measuring device.

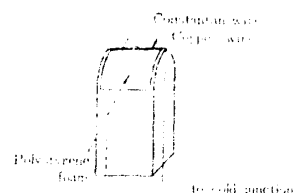


Fig. 2. Device for the surface temperature measurement.

一方、被測定物の初期表面温度を測定するためには、図2のような用具をつくった。これは銅-コンスタンタン熱電対の接点を発泡ポリエチレンで包んだものであるが、熱容量の影響を考えると、測定前に接点の温度と被測定物の指定温度にできるだけ近くしておき、接触による熱移動がほとんど生じないようにして測定した。理想的には、赤外線検出による非接触式温度計を用

いるのがよいと思われる。

熱定数の測定にあたっては、まず図2の測定具によって被測定組織の表面温度を測っておく。次に図1に示した測定具の下端部を組織表面に接触させ、各熱電対の出力をオシログラフで記録する。この起電力変化を温度変化に換算し、理論解析の結果と照らし合わせて熱定数を計算する。

表1は、人体各部の皮膚表面の熱伝導率 k およびもう一つの熱定数 $b(=\sqrt{c\rho k})$ (これを熱浸透率と呼ぶ人もある)を測定した結果をまとめたものである。この結果によれば、 b は $11.6 \sim 23.3 \text{ kcal/m}^2\text{h}^{\frac{1}{2}}\text{°C}$ の範囲にあり、また k は $0.32 \sim 0.57 \text{ kcal/mh}^{\circ}\text{C}$ の値をとっている。これらの値は、これまでに報告されている測定値、たとえば梅原²⁾($b=16 \sim 21 \text{ kcal/m}^2\text{h}^{\frac{1}{2}}\text{°C}$), Lipkin³⁾($b=13 \sim 38 \text{ kcal/m}^2\text{h}^{\frac{1}{2}}\text{°C}$), Hatfield⁷⁾($k=0.2 \sim 0.36 \text{ kcal/mh}^{\circ}\text{C}$), Davis⁸⁾($k=0.36 \text{ kcal/mh}^{\circ}\text{C}$), Chato³⁾($k=0.29 \sim 0.83 \text{ kcal/mh}^{\circ}\text{C}$)などと大体において合致しており、著者らの測定の妥当性が裏付けられる。なお、ここでは詳しく述べる余路はないが、皮膚の熱定数は血液の流れによって大きな影響を受けることに十分な配慮が必要である。

表2は、人体組織以外についての測定結果である。これらの値も Chato³⁾がまとめた結果とほぼ一致している。なお、表1および2の測定値は、表面からおおよそ1mmの深さまでの物性値の平均値と見ることがができる。

Table 1 Results of Measurements (1)

Measured Materials	k , kcal/mh [°] C	b , kcal/m ² h ^{1/2} °C	T_1 , °C	T_2 , °C
Forehead	0.44	9.47	32.2	32.3
Back	0.42	9.42	32.2	32.2
Arm	0.40	9.37	32.2	32.1
Hand	0.40	9.37	32.2	32.2
Foot	0.38	9.28	32.2	32.2
Back (back)	0.37	9.23	32.2	32.2
Hand (palm)	0.41	9.41	32.2	32.2
Hand (dorsal part)	0.37	9.23	32.2	32.2
Foot (sole)	0.37	9.23	32.2	32.2
Foot (dorsal)	0.35	9.11	32.2	32.2

Table 2 Results of Measurements (2)

Measured Materials	k , kcal/mh [°] C	b , kcal/m ² h ^{1/2} °C	T_1 , °C	T_2 , °C
Exc. (Al)	0.25	8.25	32.2	32.4
Exc. (St)	0.41	9.41	32.2	32.2
Exc. (Cu)	0.38	9.28	32.2	32.2
Exc. (In)	0.28	8.28	32.2	32.2
Exc. (Fe)	0.27	8.27	32.2	32.2
Exc. (Zn)	0.29	8.29	32.2	32.2
Exc. (Pb)	0.30	8.30	32.2	32.2
Exc. (Sn)	0.31	8.31	32.2	32.2
Exc. (Ni)	0.32	8.32	32.2	32.2
Exc. (Co)	0.33	8.33	32.2	32.2
Exc. (Mn)	0.34	8.34	32.2	32.2
Exc. (Cr)	0.35	8.35	32.2	32.2
Exc. (V)	0.36	8.36	32.2	32.2
Exc. (Ti)	0.37	8.37	32.2	32.2

4. 温度感覚の測定

人間の皮膚の温度感覚は、表皮下にある2種類の温度受容器(冷覚はクマセ小体, 温覚はフリー小体とされていたが、近年はこれに対して疑問が持たれている⁹⁾)が、何らかの形での温度刺激を受けて興奮することによって生ずると言われている。しかし、その詳細はメカニズムにも、またどのような形の温度刺激が受容器に有効に作用するかという問題にも、また曖昧な部分が多い。著者らは、生体の熱定数測定に用いたものと同様の図1のプローブと利用して、皮膚の局部的温度感覚がどのような熱学的条件によって引き起これるかを調べてみたいと考えた。

温度感覚測定に用いたプローブは、その初期温度の調節のために、周囲に加熱用のニクロム線(直径0.08mm)を巻いたことを除けば、図1のものとほぼ同様なので図示を省略する。材料としては、銅($k=332 \text{ kcal/mh}^{\circ}\text{C}$)のほかにビスマス($k=7 \text{ kcal/mh}^{\circ}\text{C}$)とテフロン($k=0.22 \text{ kcal/mh}^{\circ}\text{C}$)を用い、直径は3mm, 5mm, 10mmの3種を用意した。

このようなプローブを用いて、たとえば温覚の刺激閾を求めるには、最初プローブの温

度と皮膚温との差をある程度大きくしておき、これを以後3分間ごとに0.5 degずつ小さくしていきながら、被験者の手の甲の定まった温桌に接触させて、被験者が温覚を感じなくなる温度差を見出す。温覚がなくなったところで、今度は逆にプローブの温度を上げていき、温覚が復活する桌を求める。こういった繰返しを約90分間連続して行なった。冷覚についても同様の方法をとった。

人間の他の感覚の場合と同様に、こうした測定結果にはかなりのばらつきが生ずる。そこで何回かの測定の結果、50%の頻度で温覚・冷覚が現われたり消えたりする桌を一応刺激閾と定義することにした。結果を表3に示す。この結果から、温覚・冷覚の刺激側での閾値は、プローブの材質および直径によって異なることがわかる。次に、皮膚表面での閾値として、2物体が接触した後の接触面温度と接触前の皮膚温との差を求め、表3に対応するものをつくると表4が得られる。この結果をみると、プローブ材料の影響は小さくなるが、直径の影響は残っていることがわかる。このことは、温度感覚の刺激閾が皮膚表面の温度変化によってきまるのではなく皮膚表面を通過する熱量によることを示すものであり、恐らく温度受容器の位置での温度変化と対応づけられるものであろうと推測されるが、この問題に関する詳しい議論は別報に譲ることとしたい。

Table 3. Temperature difference between the probe and the skin at the stimulus threshold [deg C]

Skin sensation Probe [mm] Material	warm			cold		
	3	5	10	3	5	10
copper	2.4	-	-0.5	-2.6	-	-1.9
bismuth	3.5	1.9	1.0	-4.0	-3.1	-2.0
Teflon	7.0	-	0.8	-5.1	-	-4.5

Table 4. Change in the surface temperature of the skin at the stimulus threshold [deg C]

Skin sensation Probe [mm] Material	warm			cold		
	3	5	10	3	5	10
copper	2.3	-	-0.5	-2.5	-	-1.8
bismuth	2.6	1.4	0.7	-2.9	-2.3	-1.5
Teflon	2.7	-	0.3	-1.9	-	-1.7
mean	2.5	1.4	0.2	-2.4	-2.3	-1.7

文献

- 1) 坂山四郎:「熱」(1969) 336-340, 養賢堂。
- 2) 梅原幸二: 豊田研究報告, No. 23 (1970) 47-57.
- 3) Chato, J.C.: "Advanced Heat Transfer" (ed. by B. T. Chao), (1969) 395-414, Univ. of Illinois Press.
- 4) Cooper, T.E. and G.J. Trezek: Trans. ASME, J. of Heat Transfer, 94 (1972) 133-140.
- 5) 棚沢一郎, 勝田直: バイオメカニズム 2 (1973) 17-23, 東大出版会。 Tanasawa, I. and T. Katsuda: Heat Transfer Japanese Research, 4 (1975) 33-42 [前掲論文の英訳]。
- 6) Lipkin, M. and J. D. Hardy: J. Appl. Physiol., 7 (1954) 212-217.
- 7) Hatfield, H.S. and L.G.C. Pugh: Nature, 168 (1951) 919.
- 8) Davis, T.P.: "Temperature, Its Measurement and Control in Science and Technology, Vol. 3, Part 3: Biology and Medicine" (ed. by J. D. Hardy), (1963) 149-164, Reinhold.
- 9) 間田直幹, 内園耕二(編): 「新生理学(上)」(1975) 722-730, 753-757, 医学書院。