

# 生物と伝熱

Biological Heat Transfer

棚 沢 一 郎\*

Ichiro TANASAWA

物と生命との融合の時代が始まろうとしている。近代から現代へかけての科学の発展の中で、独立・分化の途をたどり続けてきた物理学と生物学の間にも橋が架けられようとしている。工学・技術の分野でも生物学的なものを排除してきたこれまでの行き方への反省が起こりつつある。こうした動きの中の一団としての生物工学、その中のさらに小さい一員としての生物伝熱学。そのトピックスのいくつかについて解説する。

## 1. はじめに

生物（あるいは生命現象）にかかわりをもつ熱的現象はきわめて多い。ある生物が生きているということは、とりもなおさず、その生物が外界から何らかの形でエネルギーを吸収し、体内でそれを変形し、利用し、余分のもを外界に放出するという一連の活動をたえず続けているということであり、あらゆるエネルギー形態の中で熱エネルギーが最も出現の頻度の高い形態であることを考え合わせると、生命活動と熱的現象とは切り離せないものであることが容易に理解できよう。

しかしながら、上に述べたような生命活動と熱エネルギーとの関係についての研究は、これまでの生物学の分野でもあるいは工学の分野でも明確に体系化されてはいなかったように思われる。もちろん、動・植物におけるエネルギー代謝作用は、生命維持のために最も重要なものであるから、代謝の機構についての解明は生物学者によって古くから行なわれてきた。しかし、動・植物体の内外での熱エネルギーの移動という観点に立っての研究が始められたのは最近のことである。

一方、工学の一分野としての熱学・伝熱学の歴史は古く、今なお非常に盛んな研究活動が続けられているが、そこで対象としているのは、ほとんどが生物とは無関係な物理・化学的現象あるいはその応用に関するものであったといえる。

だから生物にかかわりをもつ熱的現象についての研究が、工学者の側から真剣に取り上げられるようになったのはごく最近になってのことであり、その成果はむしろ将来にこそ期待されるといえる。

生物学ということばを広い意味に用いて、医学・生理学・農学の一部などまで含めて考えると、生物に関する熱的問題はきわめて広範囲に及ぶことになる。これを一つの視野のもとに展望し、体系だてて解説することなど本解説の長さの制限からも、また筆者の能力からも、と

うてい不可能である。そこで、ここでは、この分野に属する現在までの研究の成果をいわばトピックス的にいくつか並べ、それぞれについて簡単な解説をするにとどめることにしたい。ただし、便宜的にテーマを次の3項目に分類した。すなわち、(i)生物体内部での熱的問題、(ii)生物体と外界との間で生ずる熱的問題、(iii)生物体における熱的測定の問題、である。

以下、これらの各テーマにおける話題について逐次述べて行くことにしたい。

## 2. 生物体内部での熱的問題

(1) 生物体の体温保持 生物は、自己の生命維持・成長・運動などのために必要なエネルギーを外部からの栄養物の摂取によって獲得している。栄養物からのエネルギー変換は一般に化学反応であるが、その速度は温度によって大きく影響されるから、生物体の体温は、生物の生命活動自体を大きく左右するものといえ、したがってこの体温保持機構に関連する熱的問題は、各分野において盛んに研究が行なわれている。ところで生物の中で、自分の体温を積極的に維持する機能をもっているのは恒温動物・温血動物と呼ばれるものだけで、植物はもとより動物でも変温動物・冷血動物と呼ばれるものでは、体温が気温によって変動する。こういった動物は、低温期には活動が不能になるため冬眠を余儀なくされる。(クマ、リス、コウモリなどは温血動物であるが、冬になるとその体温調節機能が低下し、変温動物と同じようになるといわれている。したがってこれらの動物は冬眠する。)

ヒトを筆頭とする恒温動物の体温調節機能は、自然が創り出した精妙な制御機構の代表といってよいであろう。ヒトの場合、個体差はあるが、その健康時の体温は体内外の条件の大きな変動にかかわらず、つねに、約±0.5°Cの変動に抑えられている。これは体温調節中枢によって、代謝の結果としての生成熱と、身体からの放熱とのバランスがきわめて精密に行なわれているからであるが、この機能の一つ一つ調べてみると、伝熱学上な

\* 東京大学生産技術研究所 第2部

なかおもしろい発見をすることができる。

ヒトその他の恒温動物において、その体温調節機構の一つが、皮膚からの放熱であることはよく知られているが、これには血液の流れが大きく関係している。ヒトの場合、皮膚の表面を局部的に冷却すると、血管が収縮して血液流量は  $0.015\text{cm}^3/\text{min}/\text{cm}^2$  まで減少し、これによって熱放散を極小化しようとするが、逆に局部的加熱を行えば、血管が拡張して流量は 100 倍にもふえる。こうなると皮膚の見かけの熱伝導率（これについては後述する）はふだんの約 4 倍にも増大し、同時に発汗が体全体にわたって促進されて、放熱量の急激な増加がもたらされることになる。

このような放熱量の調節による体温制御については、ヒト以外の動物についてもいくつかの研究が行なわれている。たとえば、海に住むクジラは恒温動物であるが、これが水という非常に伝熱性のよい物質（空気の約 50 倍）の中で、しかも南極洋のような低温のところ、約  $40^\circ\text{C}$  という体温をどうやって保っているのであろうか。クジラの体表面の大部分には厚い脂肪が付いており、これがまず保温材の働きをしていることは明らかであるが尾やひれの部分には脂肪層はなく、流れこむ動脈血から多量の熱が放出されるように思われる。だが、そこには非常に巧妙な機構があって放熱を防ぐようになっているのである。すなわち、尾やひれに向うすべての動脈は、図 1 のように何本かの静脈によってまわりを囲まれ、末端に行くまでに完全な熱交換が行なわれるようになってい——静脈から体中心にもどる血液は動脈血によって温められ、逆に末端に向う動脈血は静脈血によってあらかじめ冷やされ、動脈血から海水への熱伝達は非常に少なくされるのである。これはまさしく、ガス・タービンなどに空気予熱器として使われる対向流型熱交換器と同一の原理に基づくものである(図 2)。しかし、このクジラが水温の高い海域に泳いできたときはどうするのであろうか。今度はどうにかして放熱量をふやさなければならぬまい。実は、クジラの尾には、その表面にきわめて

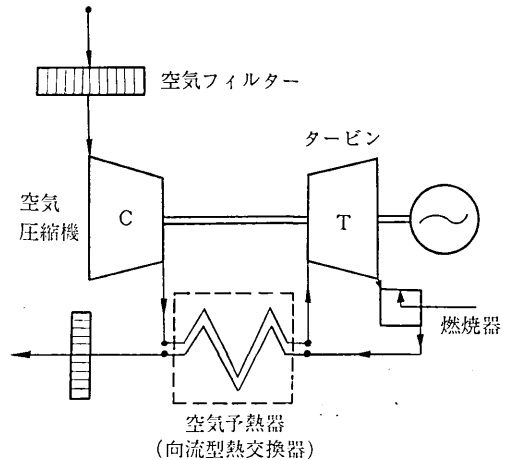


図 2 ガス・タービン・システムにおける向流型熱交換器

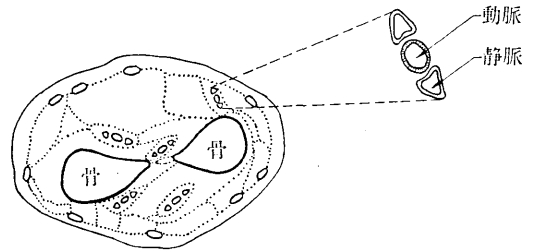


図 3 ヒトの前頸部の血管

近いところにもう一組の静脈群が走っていて、体温の調節のために、自動的に静脈の切り換えが行なわれるのである。すなわち、放熱を増す必要からまず動脈血の流量がふえると、動脈血管がふくれて、これをとりまいている静脈血管が押しつぶされ、血液は表面近くの静脈血管の方を通るようになり、外部への熱放出が増すのである。このような機構のおかげでクジラは南極洋でも赤道直下の海でも自由に泳ぎまわることになる。(なお、これと同様な機構は、他の動物——たとえば、カイギュウ・ナマケモノ——にも見られ、また人間の血管系なども同様な構造をもっている(図 3).)

(2) 超低温外科技術 上にも述べたように、動物体の体温が下がるとその生命活動は鈍るが、これを利用する技術がいくつか考えられている。たとえば、低温外科手術や人体の凍眠保存である。しかし、ここで述べようとするものはこれらとは異なり、超低温を利用した一種のメスを用いて、脳手術・ガンのような悪性腫瘍の除去・眼科手術などこれまで外科技術において困難とされていた問題を解決しようというものである。

この超低温手術の原理は簡単で、手術を要する患部を超低温メスによって凍らせ、その組織を破壊するというものであるが、この実用化はまさしく医学と冷凍工学・伝熱工学との合作の成果の一つといえよう。図 4 は超低温メスの構造を示すものであるが、本体のカニューレは 3 重管になっている。まず一番内側の管を通して超低温

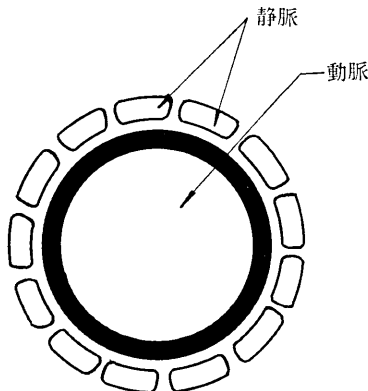


図 1 クジラのひれにおける動-静脈配置

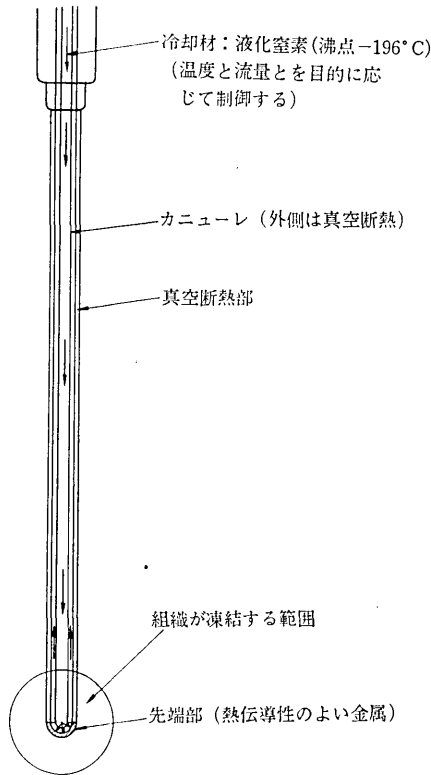


図 4 超低温手術用メスの構造

冷却材 (多くは液化チッ素: 沸点  $-196^{\circ}\text{C}$ ) が流れ、これが出口で気化しながら先端の金属キャップを冷却し、まわりの組織を凍らせる。気化したチッ素はすぐ外側の環状流路を通して回収される。管の最も外側の部分は真空断熱され、不必要な熱損失を防ぐとともに、目的外の組織に凍傷を与えないようになっている。なお、この部分には測定・制御のための熱電対が何本か組み込まれている。

ふつう人体の組織を凍らせ、完全にこれを破壊するには  $-20^{\circ}\text{C}$  が必要とされているが、超低温メスの冷却材温度を約  $-100^{\circ}\text{C}$  にすると、周囲の厚さ約 3mm の範囲が  $-20^{\circ}\text{C}$  になる (この値はもちろん組織の種類によって異なる)。したがって先端の金属キャップの直径が 2mm のときには、約 8mm の球形の部分の組織が破壊されることになる。どのぐらいの範囲の組織をどのぐらいの時間で破壊することができるかは、冷却材の流量と温度によって変わるが、前もって組織の凍結についての伝熱の計算をしておくことによって適当な制御を行なうことができる。図 5 は、人間の視床の超低温手術における温度分布を示すものである。

この超低温メスによる手術が、従来までの手術法にくらべて優れている点はいくつかあげられるが、その第一はごく小さい患部でも精度よく手術できるということであろう。これは、伝熱学的に見れば、凍結という相変化現象をとまなうことによって、凍結部分と非凍結部分と

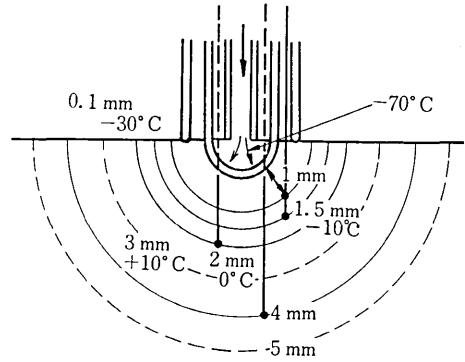


図 5 超低温メス先端部付近の組織の温度分布

の境界がシャープにできるということである。たとえば図 5 ではわずか 1mm 離れたところで  $0^{\circ}\text{C}$  から  $10^{\circ}\text{C}$  という温度変化が生じていることがわかる。また、冷却材の温度と流量をきめれば、凍結部分の体積は定常状態の熱の出入から定まるので、冷凍しすぎて不要の組織を破壊してしまうという失敗が起こりにくい。これに関連して第二の長所は、この定常状態に達するまでの時間が短い (たとえば  $-50^{\circ}\text{C}$  の冷却材で、直径 8mm の組織を破壊するのに約 2分) ので手術が短時間で終るということである。その他の長所は、出血が少なくすむこと、低温によって周囲の神経が麻痺するので痛みをとまなわないこと、取扱いに熟練を要しないことなどであろう。

すでにアメリカでは、この超低温メスを使った各種手術の成果が数多く発表されているが、この開発によってこれまで不可能とされていた困難な手術が可能になったのはもちろん、患者の滞院期間は約 50% 減少し、死亡率は今のところ 1% 以下、手術後患部が残っているために再手術を必要とした例 12% という報告も出されている。

### 3. 生物体と外界との間の熱的問題

前節でも述べたように、あらゆる生物は外界から栄養物を摂取して、それを自己の生命活動のエネルギー源としているが、その際の変換効率はかなり悪く、たとえばヒトの場合効率は 20~25% といわれている。変換された残りは熱の形となるので、何らかの方法でこれを外部に放出しなければならない。この放熱機構がどうなっているのか、外界の条件によって放熱量がどう変化し、それに従って生物体の温度がどう変わるのかという問題の研究が本節のテーマの主流を占めている。しかし、目指す応用目的の違いによって取扱い方は多様である。ここではその中からいくつかの話題を拾ってみることにする。

(1) やけどの問題 やけどは皮膚の表面に短時間に多量の熱が与えられるために生ずる組織の破壊である。よく知られているように、ヒトの皮膚は、人体と外界との間の熱交換に非常に重要な役割を演じているので、もしその破壊が全体の 40% に達すると生命の危険をとまなう

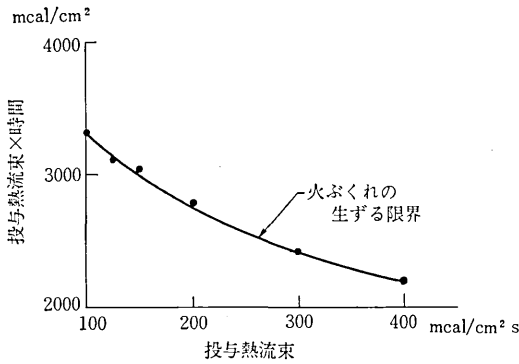


図 6 投与熱流束と火ぶくれの生ずる限界エネルギー量との関係

といわれている。したがって、やけどがどういふ熱的条件のもとで生ずるのか、それを防止するにはどういふ対策をとったらよいかを研究することはいろいろな意味で重要である。以前は、やけどの生ずる臨界条件（たとえば火ぶくれ発生条件）として、ある一定の熱量の投与が考えられていた。すなわち、投与熱流束（単位時間、単位面積あたりの熱量）と投与時間の積がある臨界値に達したところで火ぶくれが生ずると考えられていた。これは放射線障害などの場合と同じように、火ぶくれ発生が総投与エネルギー量によるという考え方であるが、最近の研究でこの考え方は誤りであることがわかった。図6は、火ぶくれを起こすのに必要な最小投与熱流束と総投与熱量との関係を実験的に求めた結果である。この図によれば、投与熱流束が大きければ大きいほど、小さい投与熱量で火ぶくれが生ずることがわかる。すなわち、強い熱投与があれば短時間でも火ぶくれが起きるが、非常に弱い熱投与なら非常に長時間かかっても何も起こらないということになる（もっとも、全身が長時間この状態におかれれば別の障害が起こりうる）。このことは、火ぶくれという現象が、熱によって生ずる一種の物理化学的变化であり、これが進行するには皮膚温度がある閾値に達しなければならないこと、また皮膚に与えられた熱量の何分の一かはたえず熱伝導その他の機構によって周囲に逃げて行くことの二つの条件を考えれば説明することができると思われる。

表1は、投与熱流束と投与時間、最高皮膚温度、皮膚温度の上昇時間、投与時間と上昇時間の比などの関係を示したものである。投与熱流束が小さいと、皮膚温度の

表 1 火ぶくれ発生のための投与熱量、時間および温度

放射の強度 (mcal/cm²s)	露出時間 (s)	最高皮膚 温度 (°C)	温度上昇 時間 (s)	露出時間/ 上昇時間 (%)
100	33.8	52.9	34.1	99
150	20.8	54.0	21.8	95
300	7.8	56.7	9.8	80
400	5.6	59.1	6.9	81

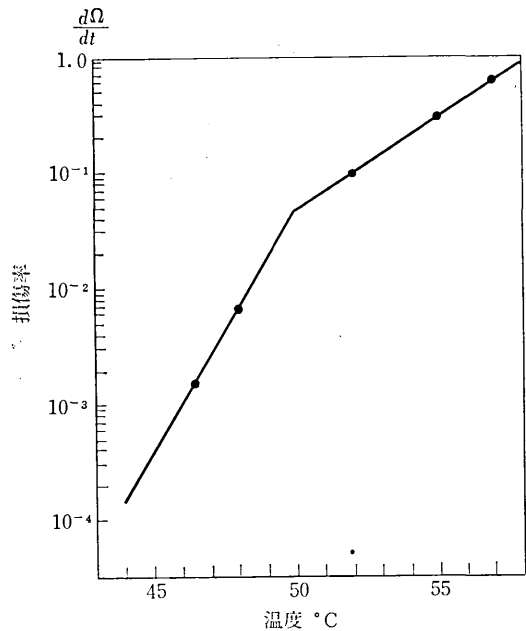


図 7 組織の損傷率と温度との関係

上昇速度は小さく、最高温度は 53°C をこえない。しかし熱流束が大きくなると、皮膚温度は投与を停止した後もしばらく上昇を続けるようになる。火ぶくれは皮膚温度が 44°C 以上になると起きるので、上のような投与熱流束による温度上昇・下降の違いは大きな影響をもつことになる。

図7は、皮膚温度と火ぶくれの進行速度との関係を示すものである ( $\Omega=1.0$  が完全に火ぶくれのできた状態に相当する)。進行速度が、温度の上昇とともに対数的に増大することがわかる。たとえば、50°C での進行速度は 45°C の場合の約 100 倍にもなっている。72°C になると皮膚は即座に破壊されるのでこのグラフの右側の限界もそこまでである。

なお、表2に温度による皮膚の状態の変化をまとめたものを示す。

さて、このようなやけどから人体を守るにはどうしたらよいだらうか。この問題の研究は、防火服や航空パイロットが緊急脱出をするときの保護服の設計などに関連する。本解説では詳しい説明をする余裕はないが、ふつうの熱絶縁の問題と多少異なる点は、熱が純粋な熱放射によって投与される場合と、火焰との接触（これは一種の対流伝熱である）がある場合とで断熱の効果に差異があること、そして衣服として使う場合には活動のしやすさを考慮しなければならないことの二つであろう。

(2) 人体と外界との熱交換 このテーマは、いわゆる生物工学における伝熱の問題として最も大きい分野の一つを形成している。すなわち、このテーマには、人体か

表 2 温度と皮膚感覚, 色, 傷害などの関係

感 覚	皮膚の色	組織の温度 °C	変 化	傷 害
無 感 覚	白	72	たん白質の 固化	不 可 逆
	赤白斑点			
激 痛 強い痛み 痛みはじめ	明るい赤 うす赤	60	組織構成物 質の熱的不 活性化	ほ ぼ 可 逆
				可 逆
熱 暖かい	赤味がかかる	44	正 常 代 謝	な し
中 間	肉 色	36		
涼 しい 寒	白っぽい赤	32		
28				
痛みはじめ 強い痛み	青味がかつた赤 赤 紫	16	組織構成物 質の物理化 学的不活性 化	可 逆
				ほ ぼ 可 逆
無 感 覚	明るいピンク	8	たん白質の 固化	不 可 逆
	白	0		
		-4		

ら外界への熱放出がどういう機構で行なわれるか, その時の放熱量の多少によって人体が感ずる快適度はどう変わるか, という基本的問題から, さらにこれらを土台とした保護服や住環境はどう設計したらよいかという応用問題までが包含され, 特にこの応用の方は, 近年になって宇宙探検や海洋開発とも関連して, アメリカなどでは最重要テーマの一つとして取りあげられるにいたつたからである。

ところで, 人体と外界との熱交換といっても, 原理的には一般の伝熱問題と何ら変るところはないので, 熱伝導・対流・熱放射による熱の授受に, 代謝による体内での発熱と, 汗とか吐息による水蒸気の潜熱輸送が加わるに過ぎない。問題は, 人体のようなやや複雑・不定な形状と, 一定ではない外的条件 (衣服による保温の度合, 風・日照その他の気象的条件など) の下でどうやって熱交換量の計算の精度を上げるかということに帰着する。表 3 は海中・地表・宇宙空間などで人体が遭遇すると予想される外的条件のおおよその値をまとめたものである。

人体と外界との熱交換の一例として, 海中における人体の熱収支を考えてみると, 熱放射による伝熱はほとんどゼロであるから,  $M - W - E - C = 0$  が成立する。ただし,  $M$  は代謝による発熱量,  $W$  は人体が外部に対して行なう仕事,  $E$  は蒸発熱損失,  $C$  は熱伝導および対流による熱損失である。ある研究者は, 熱伝導のみによって人体から失なわれる熱量を求めるために, 人間を首のところまで水につけて放熱量を測定したりしている。こうした結果からみると, 水中での放熱の 75~85% は体表からの熱伝導 (衣服の種類によって変る) および対流により, 残りの 25~15% が蒸発 (主として吐息から)

表 3 海中・地表・宇宙の生物気象学的環境

	海 中	地 表	宇 宙
周囲温度範囲 (°C)	-0.5~+32	-65~+50	-273
周囲圧力(mmHg)	760+(760/ 10m depth)	620~790	0
水分含量 (g/m <sup>3</sup> )	10 <sup>6</sup>	0.004~92.30	0
太陽放射(最大) (kcal/m <sup>2</sup> h)	100 $\mu$	1060	1200
太陽放射(反射・散乱) (kcal/m <sup>2</sup> h)	0	0~355	0~480 (地球軌道上)
地表からの長波長放射(最大)	0	350	180
重 力 (g)	0~1	1	0
周囲ガス組成	4% O <sub>2</sub> , 16% N <sub>2</sub> , 80% He at 62.5m	20% O <sub>2</sub> , 79% N	100%
代謝速度(歩行中) (kcal/m <sup>2</sup> h)	176~428	166~287	166±30%
熱損失の起こり方	人体→衣服	{ 蒸 伝 導 対 流 導 流 導	{ 蒸 伝 導 対 流 導 流 導
衣服→周囲	{ 蒸 伝 対 流 導 流 導	{ 蒸 伝 導 対 流 導 流 導	{ 蒸 伝 導 対 流 導 流 導

よることがわかる。

宇宙空間の場合には, 熱伝導・対流にかわって放射熱の割合が多くなり, また地表の場合には, 対流と放射の項がともに影響をもつことになる。

なお, ヒト以外の生物についても, 外界との熱交換に関する研究はかなり盛んに行なわれている。前節で述べたクジラの保温機能などの研究もその一例であるが, 多数の動物 (哺乳類・鳥類・昆虫類など) について理論的計算や実験測定が行なわれている。最近では, 動物ばかりでなく植物における熱の授受や温度の変化などに関する研究報告もいくつか見られるが, これは農業気象学といった分野のように, 外気条件 (気象条件) が植物 (農作物) に与える影響を調べるというような, かなり農業面での実用目的をもったものばかりでなく, 植物の集団としての生存 (森林・草原など) が, ある地域環境に対してどのような影響を持ちうるかという生態学的・環境学的な意味の多分に含まれたものもあるようである。

#### 4. 生物体における熱的測定の問題

自然科学のあらゆる分野において, 物理量の測定はきわめて重要であり, 場合によっては一つの研究の鍵を握ることすらある。生物体における熱的測定もその一つで, これが満足に行なわれない限り, 実用化につながらず生物工学研究の真の意味での進展はありえないといっても過言ではあるまい。ところで, 一口に熱的測定といってもきわめて多様多様である。温度測定を例にとれば, 日常家庭でも行なわれている体温測定のように手軽なものから, 血管内を流れる血液中の温度分布とか, 体内にある内臓の温度のように測定の非常にむずかしいものまであり, またその方法にしても, 棒状温度計を使うもの, 熱電対やサーミスタを用いるもの, さらにサーモグラフィのように生物体表面から放出される赤外線強度から

一挙に表面温度分布図を得るもの、といろいろである。

ここでは、生物体における熱的測定の全般にわたって詳しく述べる余裕がないので、一例として動物体の組織の熱伝導率の測定について簡単に解説するにとどめる。

動物体の組織の熱伝導率の測定において注意すべきこととしては次のようなことがある。

(a) 組織の熱伝導率は、組織が生きているか死んでいるかで大いに変わるから、できるだけ生きたままの組織内で直接測定することが望ましい。

(b) 組織は均質なものではないから、できる限り微小な試料について測定できなければならない。

(c) 生体組織内に測定装置を挿入するような場合には、それによる組織の破壊、その結果生ずる周囲組織への影響を最小限にとどめなければならない。

(d) 上のことに関連して、測定はきわめて短時間のうちに終わることが望ましい。

以上のような要求を完全にみたすことはなかなかむずかしいが、次に述べる方法はかなり満足のできるものである。

半径  $R=1\sim 2\text{mm}$  の球状サーミスタ素子を用意し、これを注射針によって組織内に挿入する。サーミスタ素子から引き出された導線を通じて素子に微小電力を供給し、その温度をステップ状にわずかだけ周囲の組織より上昇させ、後この温度を一定に保つように入力を調節する。

このような方法でどうして組織の熱伝導率の測定ができるのかを次に考えてみる。

まずサーミスタ素子を球状熱源と考え、これが無限にひろがった媒質の中にある状態を想定する。媒質の温度ははじめ一様で  $T_0$ 、電力供給 ( $t=0$ ) 後のサーミスタ素子の表面温度は  $T_R$  であるとする。一般に組織には血液の流入・流出があるが、これについては簡単のため遠方で  $T_0$  の温度にあった血液が、いま考えている組織に入ってくると、熱交換によって組織のその場所の温度まで加熱あるいは冷却されるものと仮定する。さらに組織の諸物性値は一様かつ一定であるとする。

これらの仮定を認めれば、伝熱の方程式は次のようになる。

$$\frac{\partial(T-T_0)}{\partial t} = a \nabla^2(T-T_0) - \frac{wc_b}{\rho c_p}(T-T_0) + \frac{Q'}{\rho c_p} \quad (1)$$

ただし

$$Q' = Q + wc_b(T_s - T_0) \quad (2)$$

ここで、 $a$ : 温度伝導率、 $c_b$ : 血液の比熱、 $\rho$ : 組織の密度、 $Q$ : 単位体積あたりの発熱量、 $w$ : 単位体積あたりの血液の質量流量。

球対称性が仮定できる場合には

$$T' = \left( T - T_0 - \frac{Q'}{wc_b} \right) r \quad (3)$$

とおいて式(1)に代入すれば

$$\frac{\partial T'}{\partial t} = a \frac{\partial^2 T'}{\partial r^2} - \frac{wc_b}{\rho c_p} T' \quad (4)$$

という簡単な形になる。

まず第一に、組織への血液流がない場合(組織を生体から切り取って測定する場合に相当する)、すなわち、 $w=0$  の場合を考えてみよう。内部発熱を無視すれば、式(1)あるいは(4)は

$$\frac{\partial(T-T_0)}{\partial t} = a \left[ \frac{\partial^2(T-T_0)}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial(T-T_0)}{\partial r} \right] \quad (5)$$

となる。初期条件および境界条件は

$$\left. \begin{aligned} t=0, r > R & \text{ で } T = T_0 \\ t > 0, r = R & \text{ で } T = T_R \\ t > 0, r \rightarrow \infty & \text{ で } T = T_0 \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

である。式(5)を条件(6)の下で解けば

$$\frac{T-T_0}{T_R-T_0} = \frac{R}{r} \operatorname{erfc} \left( \frac{r-R}{2\sqrt{at}} \right) \quad (7)$$

がえられる。式(7)から熱流束を計算すれば

$$\begin{aligned} q &= -4\pi R^2 k \left( \frac{\partial T}{\partial r} \right)_{r=R} \\ &= 4\pi R k (T_R - T_0) + 4R^2 \sqrt{\pi k \rho c_p} (T_R - T_0) t^{-1/2} \end{aligned} \quad (8)$$

となる。

式(8)を見ると、 $q$  を  $t^{-1/2}$  に対してプロットすれば直線になることがわかる。さらに、その  $t \rightarrow \infty$  における切片は熱伝導率  $k$  に依存し、またその勾配は  $\sqrt{k \rho c_p}$  あるいは  $k/\sqrt{a}$  に比例する。したがって、このプロットから熱伝導率  $k$  および温度伝導率  $a$  を求めることができる。

次に血液が流れている場合を考える。 $Q'$  は一定とすると、

$$\begin{aligned} T'' &= \left( T - T_0 - \frac{Q'}{wc_b} \right) r \cdot \exp[(wc_b/\rho c_p)t] \\ &= T' \exp[(wc_b/\rho c_p)t] \end{aligned} \quad (9)$$

とおいて、これを式(4)に代入すれば

$$\frac{\partial T''}{\partial t} = a \frac{\partial^2 T''}{\partial r^2} \quad (10)$$

となる。初期条件および境界条件は

$$\left. \begin{aligned} t=0, r > R & \text{ で } T'' = -\frac{Q'}{wc_b} r \\ t > 0, r = R & \\ T'' &= \left( T_R - T_0 - \frac{Q'}{wc_b} \right) R \cdot \exp[(wc_b/\rho c_p)t] \\ t > 0, r \rightarrow \infty & \text{ で } T'' = -\frac{Q'}{wc_b} r \end{aligned} \right\} \quad (11)$$

これらを解けば、まず温度分布として

$$\begin{aligned} \frac{T-T_0 - \frac{Q'}{wc_b}}{T_R - T_0 - \frac{Q'}{wc_b}} &= \frac{R}{2r} \left\{ \exp \left[ -(r-R) \sqrt{\frac{wc_b}{k}} \right] \right. \\ &\quad \left. \cdot \operatorname{erfc} \left[ \frac{r-R}{2\sqrt{at}} - \sqrt{\frac{wc_b}{\rho c_p}} t \right] \right\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 & + \exp \left[ (r-R) \sqrt{\frac{wc_b}{k}} \right] \operatorname{erfc} \left[ \frac{r-R}{2\sqrt{at}} + \sqrt{\frac{wc_b}{\rho c_p}} t \right] \\
 & - \frac{\frac{Q'}{wc_b}}{T_R - T_0 - \frac{Q'}{wc_b}} \exp \left[ -\frac{wc_b}{\rho c_p} t \right] \quad (12)
 \end{aligned}$$

がえられ、また素子からの熱流束として

$$\begin{aligned}
 q = & \left( T_R - T_0 - \frac{Q'}{wc_b} \right) \left[ 4\pi Rk + \frac{4\sqrt{\pi} R^2 k}{V at} \right. \\
 & \cdot \exp \left( -\frac{wc_b}{\rho c_p} t \right) + 4\pi R^2 \sqrt{kwc_b} \operatorname{erf} \sqrt{\frac{wc_b}{\rho c_p} t} \quad (13)
 \end{aligned}$$

がえられる。式(13)で  $t \rightarrow \infty$  とすると、定常状態での熱流束

$$q_{t \rightarrow \infty} = \left( T_R - T_0 - \frac{Q'}{wc_b} \right) \{ 4\pi Rk [1 + R(wc_b/k)^{1/2}] \}$$

がえられるが、これを前の式(8)で  $t \rightarrow \infty$  としたものと較べてみると、見かけの熱伝導率が血液流のために、 $[1 + R(wc_b/k)^{1/2}]$  倍になっていることがわかる。

こうしてみると、実際に血液の流れている組織の熱定数を測定するためには、あらかじめ血液の流量  $w$  を知っておかなければならないことになるが、逆に熱定数のわかった組織について測定を行なうことによって、血液

表 4 各種組織の熱伝導率の測定値

組 織	熱伝導率 (kcal/mh°C)
筋 肉	0.331~0.400
犬 の 脳	0.612~0.683
兎 の 腎 臓	0.432
牛 の 肝 臓	0.435~0.476
牛 の 肺	0.242
脂 肪	0.172~0.175
皮膚(血流なし)	0.162~1.36
“ (血流あり)	1.36~6.02
骨	1.90
血 液	0.435~0.456
プ ラ ズ マ	0.491~0.501
牛 乳	0.457
卵 白	0.478
卵 黄	0.291~0.361
尿	0.482
胃 液	0.401
毛皮および毛	0.0217+0.00411×厚さ(cm)

流量を求めうるという可能性もある。

参考のために、現在までにいろいろな研究者によって測定された生体組織の熱伝導率の値の代表的なものをまとめて、表4に示す。(1971年2月24日受理)

