

[美] J. C. 切托 著

生物传热学基础

8.03

19 出版社

生物传热学基础

〔美〕J. C. 切托 著

徐云生 钱壬章 译

任永盛 华泽钊 校

科学出版社

1991

内 容 简 介

生物传热学是一门边缘学科,它在生物学、医学和工程中都已得到广泛的应用,如预测癌病灶中的温度分布,速冻保存珍贵动物的精子和卵子,设计航天服,等等。

本书是正在出版的《临床热科学》丛书中的一种,作者是生物传热学的创始人,他在书中对这门学科作了高度的综述,书末还附有大量的最新参考文献。因此,这本书不论对于从事医学、生物学和工程的研究人员,还是对于急需扩展知识新领域的大学生和研究生,都是不可多得的参考书。

本书可供从事工程热物理、生物学和医学工程的科研和教学人员,以及这些专业的大学生和研究生参考。

John C. Chato

FUNDAMENTALS OF BIOHEAT TRANSFER

Springer-Verlag, 1989

生物传热学基础

[美] J. C. 切托 著

徐云生 钱壬章 译

任禾盛 华泽钊 校

责任编辑 陈文芳

科学出版社出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100707

中国科学院印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

1991 年 3 月第 一 版 开本:787×1092 1/32

1991 年 3 月第一次印刷 印张:4 3/8

印数:0001—1 300 字数:92 000

ISBN 7-03-002020-0/Z·126

定价: 4.40 元

中译本前言

我非常高兴为我这本书的中译本写这篇前言。看到我的著作值得译给广大的中国读者，加之可以原谅的虚荣使我感到非常荣幸。

这是一本关于生物传热学基础的高度浓缩的专著，其特点在导言中已谈到，恕不重复。这里我要借机感谢武汉华中理工大学动力工程系的钱壬章教授，他邀请我就这个主题作了系列讲座并访问了中华人民共和国的几所大学。我还希望对他的研究生徐云生在我访问期间所给予的安排和帮助表示感谢，尤其要感谢他在这本书的翻译中所作出的努力。

我希望这本书能对许多学者、医生以及将生物传热学用以改进他们实际工作的研究者们有所帮助，在使本国科学家受益的同时，也使全球科学家受益。

J. C. 切托

1988年6月于中国武汉

符 号 表*

拉丁字母符号	
a 长度, m; 或常数	k 导热系数, $W/(m \cdot ^\circ C)$
A 面积, m^2	$\ln$ 自然对数
$b = d/R$	$\log$ 底为 10 的对数
c 定压比热, $J/(kg \cdot ^\circ C)$ 或 $kJ/(kg \cdot ^\circ C)$	l, L 长度, m
C 常数或热容比($m_1 c_1 / m_2 c_2$)	m 质量流率, kg/s
d 长度, m	m_b 体积血液灌流率, $kg/(s \cdot m^3)$
D 血管直径, m	M 质量, kg
e 比能, J/kg	N 式(4.28)定义的传热单元数
E 内部贮存能, J; 或辐射能密度, W/m^2	$Nu = h_c D / K$, 努赛尔数
F 离开动脉进入平行静脉的血流份额	p 压力, $Pa(N/m^2)$
$F_0 = \alpha \Delta t / \Delta x^2$, 傅里叶数	P 周长(浸润周长), m^2
F_{1-2} 式(3.74)所定义的用于辐射热交换的系数	p_i 单位体积组织中的能量吸收, W/m^3
g 重力加速度, 地球上为 $9.81 m/s^2$	$Pe = Re \cdot Pr$, 贝克莱数
$G = \rho V$, 质量通量, $kg/(s \cdot m^2)$	$Pr = c\mu/k$, 普朗特数
$Gz_L = Re \cdot Pr \cdot D/L$, 格拉兹数, 可用任何下标代替 L	q 传热率, W
$h = u + pV$, 比焓, J/kg	q_b 血液灌流的体积热, W/m^3
h_{fe} 蒸发潜热, J/kg	q_i 体积热产率, W/m^3
h_c 对流换热系数, $W/(m^2 \cdot ^\circ C)$	q_l 单位长度传热量, W/m
H 距参考面的高度, m; 高度或由式(4.60)所定义	q_m 体积代谢热产率, W/m^3
	q_r 表面上入射辐射热通量, W/m^2
	q_n 无量纲体积热产率
	Q 热量, J
	r 半径, m
	R 半径, m; 或热阻, $^\circ C/W$
	$Re = \rho V D / \mu$, 雷诺数
	S 表面积, m^2

* 这里给出的是一致的单位制,但文中由于实际应用中的原因,所用单位有所不同,如用mm代替m.

• • •

t 时间, s
 T 温度(根据文中有绝对温度, 有相对温度), K 或 $^{\circ}\text{C}$
 u 比内能, J/kg; 或由式(4.61) 定义
 v 比容, m^3/kg
 V 速度, m^2/s ; 或体积, m^3
 w 加权函数
 W 功, J
 x, y, z , 直角坐标, m
 $X = x/D$, 无量纲距离
 $Z = x/L$ 或 z/L , 无量纲距离

希腊字母符号

α 热扩散系数, m^2/s
 α_s 表面吸收率
 $\beta = -(1/\rho)(\partial\rho/\partial T)_p = (1/\nu)(\partial\nu/\partial T)_p$, 体膨胀系数 $1/\text{K}$
 r 由式(3.29), 或式(4.50)、(4.51), 或式(4.59)、(4.61) 或式(5.3)所定义
 δ 由式(4.56)所定义
 Δ 变量的改变值
 ε_s 表面发射率
 η 隐式系数或常数
 θ 无量纲温度, 即式(4.8), 或为 角度
 λ 无量纲参数, 即式(4.10), 或 波长, μm
 μ 动力粘度, $\text{kg}/(\text{m}\cdot\text{s})$; 或微米, 10^{-6}m
 $\nu = \mu/\rho$, 运动粘度, m^2/s
 ρ 密度, kg/m^3
 $\tau(t)$ 时关温度
 τ_s 剪应力, N/m^2
 τ_y 屈服应力, N/m^2
 ω 角频率, s^{-1}

上 标

n 时间步阶指标
 $-$ 时间比率
 $\cdot$ 导数或转换值

下 标

a 动脉
 abs 绝对值, 即以 K 代 $^{\circ}\text{C}$
 actual 实际值
 air 空气
 av 动脉到静脉或平均值
 b 血液或黑体
 c 对流, 毛细血管, 或体核
 cd 导热
 cv 控制体
 det 探头
 e 电子, 等效或呼气
 env 环境
 evap 蒸发
 f 液相
 fat 脂肪
 g 汽相
 i 内部或固相(冰)
 m 磁, 平均值或代谢
 max 最大值或较大值
 min 最小值或较小值
 p 常压
 picture 投影
 protein 蛋白质
 r 辐射
 rec 接收
 s 表面
 skin 皮肤
 sys 系统
 t 组织, 或对时间微分
 v 静脉

w	壁或水蒸气	1	进口
x, y, z	方向或对各变量的微分	2	出口
0	参考点	∞	液体容积平均量

目 录

符号表	v
第一章 导言	1
第二章 热力学的基本概念	3
第三章 传热模型	9
3.1 导言	9
3.2 导热	9
3.3 对流	24
3.4 辐射	30
3.5 两相(固-液)边界	35
3.6 关于传热学的几点结论性注记	41
第四章 血管传热	42
4.1 导言	42
4.2 血管中流动血液的传热	42
4.3 平行血管间的传热	49
4.4 皮肤表面附近血管的传热	57
4.5 关于血液灌注影响的几点结论性注记	61
第五章 系统模型	63
5.1 导言	63
5.2 集总单元模型	64
5.3 物体表面最高安全温度的估计	71
5.4 灌注组织的热模型	74
5.5 全身模型	79
第六章 数值方法	81
6.1 导言	81
6.2 有限差分法	81

6.3	有限元法	92
6.4	近似有限元法	109
6.5	关于数值方法的几点结论性注记	113
第七章	性质与测量	114
7.1	导言	114
7.2	温度	115
7.3	热物理性质	116
7.4	血液灌流	118
参考文献		121
附录 单位换算		127

第一章 导 言

写一本易于理解，并且能为很宽领域中的专业人员所利用的技术书籍总是非常困难的。生物传热学是一门被广泛应用到生物、医学和工程中的学科。而且，这个领域内的工作人员，即本书的读者有着不同的背景，在生物、医学、物理、数学和工程上的知识程度也各不相同。因此，作为作者，我的任务便是以一个相对来说易于理解的有条理的方法来讲述这一主题。为了表明生物科学与物理科学间的相互作用及各自的局限，我必须维持两者间的平衡。我对工程科学的偏爱将毫无疑问会显露出来，但我并不用作什么解释，因为我相信我的这种偏爱不会比别人更强烈。

迫于需要，在有些章节中我要用到高等数学知识来描述模型。在阅读这些章节时，读者就必须具备微分及偏微分方程方面的知识，不过这些概念是通过对系统行为的定性描述而引入的，以帮助读者理解不同参数的作用以及它们在生物学上的意义。我希望这能有助于工程师去领会生物系统的奇妙行为及其复杂性，同时有助于受过良好生物学训练的读者去正确地解释理论分析的结果，而不必完全理解获得这个结果的过程。

本书首先引入并展开一些热力学和热量或能量传递的基本概念。然后讨论不同的传热模型，并特别注意定量模型在生物和医学方面的应用，进一步便仔细地考查血管的传热，因为这些问题构成了生物学问题当中的最独特也是最困难的方面。紧接着通过引入生物系统，特别是人体及其各个部分的

不同模型来预测系统行为。随后是数值方法的一般性介绍。最后一节是关于热物理性质和测量问题的。

关于生物传热学已有几本著作出版，读者可以参考这些读物以找到更多更详细的内容。最值得一提的是 Stoll (1967); Chato (1969,1981,1983,1986); Bowman, Cravalho 和 Woods (1975); 以及 Shitzer (1975) 的著作。最近，一套内容浩瀚的《生物传热学》已由 Shitzer 和 Eberhart (1985) 编辑出版。在这套书中，作者用许多章节对覆盖数种学术期刊的众多主题进行了详细论述。由于相关的论文出现在不同的工程、生物和医学期刊中，试图包容这样一个交叉领域便变得相当困难。

本书所使用的单位主要是目前的国际单位制(SI)，以千克质量 (kg)，米(m)，秒(s) 为基本单位。二级单位是能量单位焦耳(J) 和功率单位瓦特 ($W = J/s$)。其它几个适当的组合单位为了方便也在使用，附录中给出了这些单位的换算。

第二章 热力学的基本概念

热量传递是能量流动的一种形式，它是由一个称之为温度的热力学参数在两点间的差别而引起的。热量总是从较高的温度向较低的温度传递而不能朝相反的方向进行。上面的这个结论便是热力学第二定律的实质。因此，在能量、能量传递及其从一种形式向另一种形式转换的研究中，热量传递的研究只不过是其中的一个方面。

在基础热力学的意义上，我们有必要区别三种主要的能量形式：

(1) 贮存能量，它是以不同能级或潜能(例如，热能、化学能、重力能、动能和电磁能等)来度量的。

(2) 热量传递，它是由系统间的温差而引起的能量传递。

(3) 作功，它是由系统间力的作用而引起的能量转移。

热力学的一个最重要的基本概念是能量的守恒，即所谓的热力学第一定律。它可表述为：能量既不能创生也不会消灭，只能相互转换。即使在原子核反应中这个定律也是正确的，在核反应中必须考虑质量向能量的可转换性，也就是说质量也被认为是贮存能量的一种形式。因此如果考虑一封闭系统，即系统与环境间有能量的交换但系统边界上没有质量穿过，我们便可以用内部热贮存能量 E 的变化，从环境到系统的传热量 Q ，以及对外作功，即系统对环境所作的功 W ，来计算这个系统的总能量。写成数学的形式便是

$$\Delta E = Q - W \quad (2.1a)$$

以上各项的单位均为焦耳(J)。同样的关系可以用来表达这些量随时间变化的速率:

$$\frac{\partial E}{\partial t} = \frac{\partial Q}{\partial t} - \frac{\partial W}{\partial t} \quad (2.1b)$$

或以不同的符号表示为

$$\bar{E} = \bar{Q} - \bar{W} \quad (2.1c)$$

偏导数表示只考虑随时间的变化。这个方程形式简单只不过是假象,因为各个项的计算并不那么容易。事实上,要确定由于生理原因,特别是血液的灌流所引起的能量传递确实很困难,也正是血液的灌流使得生物热量传递明显地较其它系统的热量传递更难以定量。

下面让我们来看看这些能量形式的典型例子。如果皮肤温度高于环境温度,热能将从皮肤表面流出(热量传递)。但如果皮肤接触一较热的表面,能量将流进皮肤。皮肤表面上汗液的蒸发将从皮肤表面吸取能量,其大小正比于蒸发量及水的汽化潜热。还必须注意到,尽管这些例子中的热量传递都发生在一定的方向上,但温度的变化却取决于总体的能量平衡。例如,在干燥而热的环境中,由温差导致的是热量由环境传入人体,但汗液的蒸发却仍然是从皮肤表面上散发热量。因此,皮肤上的温度分布不仅取决于皮肤与内部组织的能量交换,还取决于这些相反方向能量流的相对大小。

在人体中,作功是通过不同部位的肌肉施力并运动而完成的。结果可以产生有用功,如举起重物,也可以是由于耗散效应,如摩擦而引起的不可逆的热量产生。单块肌肉收缩时作正功,而其舒展时作负功,这就是说外力通过拉伸肌肉而对肌肉作功。这个负功最终变为体内不可恢复的内能,因为肌肉的能量不能象弹簧一样由其自身的舒展产生,而必须消耗化学能。

能量可以不同的形式贮存于系统之中。热能或“内能”可以通过温度来测量；化学势能可以看作是一个能量源；动能正比于速度的平方；重力能取决于物体间的相对距离，而后者常以距参考面的高度来表示；电磁能取决于电磁场的存在。在生物与医学的应用中，最常见的贮存能量的形式是热能与化学能。在传热问题当中，所贮存的热能表示为温度的函数，化学能则转化为一强度不变的热源，如单位体积代谢率 q_m 。

虽然通过适当的边界选择，所有系统均可处理成仅有热量和功穿过边界的封闭系统，而在许多应用当中，定义一个有质量穿过，通常是流体流经的边界却要简便得多。这样的系统被称为“开系”或“控制容积”。在这种情况下，通过边界的所有能量都必须计入。像系统中的任何贮存能一样，流体的能量贮存也是由内能、化学能、动能、重力能、电能和磁能的变化所组成。另外，当流体进入或离开系统时，需要能量来克服系统或环境的阻碍。这样，以流过系统边界的质量流率 $m(\text{kg/s})$ 表示的能量贮存为

$$m(u + pv + V^2/2 + gl + e_e + e_m)$$

这里， u 是单位质量的比内能； pv 为压力与单位质量容积的乘积，它是推动单位质量流体流过边界所需的能量（亦称“流动功”）； $V^2/2$ 是以平均速度表示的动能； gl 是距某一参考面的高度与重力加速度的乘积，即为重力能； e_e 和 e_m 分别代表电能与磁能。在流动情况下，前两项总是同时出现，因而将它们合并到一起，并给以一特定的名字，即比焓 h ：

$$h = u + pv \quad (\text{J/kg 或 kJ/kg}) \quad (2.2)$$

对于一开口系统，热力学第一定律，即式(2.1)，可改写为

$$\begin{aligned} \Delta E_{\text{sys}} = Q - W + \sum M_{\text{in}}(h + V^2/2 + gl + e_e \\ + e_m)_{\text{in}} - \sum M_{\text{out}}(h + V^2/2 + gl \\ + e_e + e_m)_{\text{out}} \end{aligned} \quad (2.3a)$$

或以变化率形式表示为

$$\begin{aligned} \bar{E}_{1,2} = \bar{Q} - \bar{W} + \sum M_{in}(h + V^2/2 + gl + e_c + e_m)_{in} \\ - \sum M_{out}(h + V^2/2 + gl + e_c + e_m)_{out} \quad (2.3b) \end{aligned}$$

流入一个开口系统的净能等于该系统中贮存能量的增加，上式便是这样一个简单陈述的数学表达。作为一个例子，让我们来分析一下呼吸过程中肺部的一次呼气过程的能量情况。首先我们必须确定以什么为系统。这种选择完全是任意的，其唯一的重要依据是使分析尽可能地简单。那么对于我们哪是合理的选择呢？对于封闭系统，我们可以让边界包围呼气周期开始一瞬间体内所含的空气，在呼气期间，随着空气被排出体外，这个边界将膨胀至周围的大气中。现在让我们来看看我们是否能确定所涉及的各项能量。由于没有质量穿过边界，可以应用式(2.1)。如果首先考虑空气，体内没有热量传递的假设是非常可靠的，因为空气与人体基本上是热平衡的，处于相同的温度下。但是排开环境中的空气使得这个过程中包含有功。如果假定内部空气压力和温度在呼气期间均近似地保持为常数，则排开空气所需的功可表示为

$$W = p_i \Delta v = p_i M_e v_i \quad (2.4)$$

这里 p_i 为内压， Δv 是呼气体积， M_e 是排出体外的空气质量， v_i 是单位质量空气在体内状态下的比容。

到此为止，分析还没有遇到太大的困难，但我们不得不作了一些假设(如温度和压力为常数)。并且，分析还没有完成，因为系统的一部分是处在体外的，其条件并不那么简单。我们可以近似地假设大气环境下的压力为常数 p_0 ， p_0 至少必须稍稍低于 p_i 才能使空气排出肺部。由于呼出气体的温度不同于环境温度，必定存在着热量的传递。结果，系统的比容及内部能量在过程中均发生了变化，且每一点的变化各不相同。呼出的气体中，靠近环境的空气，也就是说，靠近我们选定的封

闭系统边界的空气的变化要比靠近系统中心部位的空气快得多。这样,就必须将完全能量方程写成积分形式

$$\int_V dQ = \int_V dE + \int_S dW - p_i M_e v_i \quad (2.5)$$

传热与做功均需在其穿过的外表面上积分,而内能需在其整个体积上积分。这些积分的计算显然是不容易的,因为外部做功、呼出气体的内能以及传热都要受到几种因素的影响,而且我们也并未把注意力放在所有这些因素上。如果我们选择整个人体作为封闭系统,也会出现同样的问题。由于必须考虑整个人体所含有的能量,并且仍然得去模拟以上呼气过程,求解就更加困难。

现在让我们来分析一个仅由体内呼吸道所组成的开口系统,呼出的气体通过嘴与鼻处的边界。这里应该用的是方程(2.3a)。没有热量传递,表达式为

$$u_i M_e = W_i + M_e h_i \quad (2.6a)$$

或改写为下面的形式

$$\begin{aligned} W_i &= -M_e (h_i - u_i) \\ &= -M_e p_i v_i \end{aligned} \quad (2.6b)$$

这个式子与前面的式(2.4)几乎完全相同。但式(2.6b)表示的是控制容积中的全部能量的平衡, W_i 是肌肉对肺部内气体所做的功,因而是负数;而式(2.4)表示的是呼出气体对环境所做的功,因而是正数。

同样,传热控制容积的边界也应注意选择。让我们来分析汗液蒸发时皮肤表面的能量传递。首先,我们可以将边界刚好放在皮肤表面之上,而在汗液层之下。这时能量传递包括两个部分:穿过组织的导热和通过汗腺渗到皮表的汗液能量。这两个量以通量形式(即单位面积上的能流)表示为

$$(q/A)_{e,d,i} \text{ 和 } (\bar{m}_{\text{wcat}}/A)h_i$$

但如果我们将边界置于汗液层的上部，即稍稍离开汗液的空气中，两个能量传递量则是穿过空气边界的导热和汗液蒸发从皮肤上带走的能量，即

$$(q/A)_{cd,g} \text{ 和 } (\bar{m}_{\text{swcat}}/A)h_g$$

$h_g \gg h_f$ 因而 $(q/A)_{cd,t} \gg (q/A)_{cd,g}$ 。计算出的各量的大小取决于边界的选择。

对我们周围所发生的真实过程，要准确地确定各量的大小有许多困难。首先，我们要了解一些能可靠而精确地测量的“参数”，然后建立那些称之为“性质”的参数与不同能量参数之间的关系，其中温度、压力、密度这些与系统尺寸无关的参数称之为“内涵参数”，而质量、贮能这些正比于尺寸的参数被称为“广延参数”。但广延参数可以通过除以体积而变成内涵参数。例如，除以体积，质量便成了密度。

传热学的研究主要包括分别用式(2.1)和式(2.3)来计算封闭系统和开口系统中的能量平衡。在使用这些方程式之前，我们首先要探讨不同的传热学模型。

• • •