

皮肤传热的双相位滞后模型

卢天健¹, 徐峰^{1,2}

(1. 西安交通大学强度与振动教育部重点实验室, 710049, 西安;

2. 剑桥大学工程系, CB2 1PZ, 英国剑桥)

摘要: 为了研究皮肤组织传热过程中的非傅里叶特性, 采用双相位滞后生物传热模型分析了皮肤组织的传热过程, 对典型案例进行了详细分析, 并与 Pennes 模型、热波模型进行了比较. 研究结果表明: Pennes 模型、热波模型与双相位滞后模型的生物传热预测结果存在很大差异; 不同的双相位滞后模型给出了相似的结果; 热松弛时间参数对温度和热损伤有较大影响. 研究结果可望对医学中热问题的研究, 尤其是临床皮肤热治疗方法的改进, 起到积极的推动作用.

关键词: 皮肤组织; 生物传热; 非傅里叶分析; 双相位滞后模型

中图分类号: R334.5 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2009)05-0001-07

Dual-Phase-Lag Model of Skin Bioheat Transfer

LU Tianjian¹, XU Feng^{1,2}

(1. MOE Key Laboratory for Strength and Vibration, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;

2. Engineering Department, Cambridge University, Cambridge CB2 1PZ, UK)

Abstract: The aim of this study is to develop a computational approach to examine the non-Fourier heat transfer process in skin tissue. The dual-phase-lag (DPL) model is employed to study bioheat transfer in skin tissue, for it has the ability to characterize microstructural interactions in heat transport. Large discrepancies are found to exist amongst the predictions of Pennes model and DPL model of bioheat transfer. The results obtained here will be helpful for analysis of thermal behaviour in medicine, especially for the improvement of currently used thermal therapies in clinics.

Keywords: skin tissue; bioheat transfer; non-Fourier analysis; dual-phase-lag model

激光、微波等技术的发展促进了人们采用热处理方法(简称热疗法)治疗多种皮肤病或表皮损伤. 热疗法要求使热损伤准确定位于表皮下方几毫米的深度而不伤及周围正常组织, 因此温度分布的精确程度是实现这一要求的基础. 热疗法成功的关键在于能够对温度、热损伤及热应力在皮肤组织内的分布进行精确的预测. 从治疗的观点来看, 高强度且短时的加热过程能够取得较好疗效, 当治疗面积较大时, 尤其强调加热时间的缩短. 在瞬时加热的过程中, 非傅里叶方式的热传导在活体组织中可能起着

很重要的作用, 常见于采用高强度热源进行治疗时, 如采用聚光激光、超声或射频消融等. 例如, 在热治疗过程中, 由于组织受热舒张会延迟温度峰值的出现, 从而导致热量剂量的降低^[1]. 此外, 由热灼伤引起的人体组织损伤是与温度呈指数函数关系的^[2], 因此即便是温度估计出现少许偏差, 也会明显影响损伤程度.

生物组织的非均匀内部结构, 导致其传热过程存在非傅里叶行为, 例如已经在实验中观察到了温度振荡^[3-4]和波动行为. Recharadson 等人^[5]首次发

现了生物组织中的温度振荡现象;Roemer 等人^[6]对狗大腿肌肉施以微波加热,也观察到相似的现象.随后,Mitra 等人^[7]在 4 种不同热加载边界条件下对肉类进行了实验,观察到了热波现象.此外,Davydov 等人^[8]通过实验指出,肌肉组织在局部加热条件下的传热存在很大的各向异性,该现象无法通过传统的傅里叶热扩散模型进行解释;Banerjee 等人^[9]测量了肉类在激光辐照下的热反应,发现与传统的傅里叶导热模型相比,非傅里叶双曲传热模型能更好地描述其热行为.

为了考虑在生物组织传热中的非傅里叶特性,研究者提出了生物传热的热波模型^[10-13].该模型通过引入松弛时间参数(τ_q),对经典的 Pennes 生物传热模型进行了修正.热波模型(双曲热方程)虽然能够描述很多特别的现象^[14],所刻画的热舒张在热力学第二定律的框架下也能够被接受^[15],但该模型仍存在以下问题:①模型的建立并非基于能量在物质内传递的规则;②模型假设物质特性不随温度变化,这与实验结果不符,如 τ_q 就依赖温度变化^[15];③采用该模型虽可获得微观条件下的反应曲线^[16-17],但却不能获得宏观条件下的反应曲线^[18],并且计算所得的反应曲线常反映异常的物理现象^[19-21];④因为建模时假定宏观特性在微观组织上的表现特点不变,所以该模型不能很好地解释快速短暂的反应曲线图^[22].为此,本文采用双相位滞后生物传热模型(Dual-Phase-Lag (DPL) model)来描述皮肤的生物传热现象,以便更好地描述传热在微观组织结构上的相互作用.

1 双相位滞后生物传热模型

1.1 傅里叶传热方程

经典的傅里叶传热方程^[23]可表示为

$$\mathbf{q}(\mathbf{r}, t) = -k \nabla T(\mathbf{r}, t) \quad (1)$$

式中: $\mathbf{q}$ 为热流密度向量; k 为导热系数; ∇T 是温度梯度; $\mathbf{r}$ 代表位置向量;负号表示传热方向与温度梯度方向相反.生物组织的传热一般采用下式描述^[23]

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = -\nabla \cdot \mathbf{q} + \tilde{\omega}_b \rho_b c_b (T_a - T) + q_{\text{met}} + q_{\text{ext}} \quad (2)$$

式中: ρ, c 为皮肤组织的密度和比热容; ρ_b, c_b 为血液的密度和比热容; $\tilde{\omega}_b$ 为充血速率; T_a, T 为血液和皮肤组织的温度; q_{met} 为皮肤组织中的代谢发热量; q_{ext} 为其他加热方式的热源.

综合以上二式,可得著名的 Pennes 生物传热方程(PBHTE)^[23]

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \tilde{\omega}_b \rho_b c_b (T_a - T) + q_{\text{met}} + q_{\text{ext}} \quad (3)$$

尽管傅里叶传热定律已延用了 100 余年,但研究者对其完整性已有质疑^[24],因为该定律假定任何热能和温度在介质中以无限大的速度传递,然而实际情况却并非如此^[25].因为任何热平衡状态的建立都需要一定的时间,所以在传热速度较低时,傅里叶传热定律将会失效^[26],必须对其进行修正.例如,对于热治疗时经常采用的激光刀手术^[27-29],Liu 和 Lu 等人^[30]的研究发现,生物组织内的某些传热现象不能采用 PBHTE 模型来解释.

1.2 双相位滞后模型(DPL 模型)

为了弥补傅里叶传热定律的不足,并考虑到热波模型中所欠缺的微观结构相互作用的影响,将 2 个相位滞后参数引入傅里叶传热方程^[16-17,22]:一个为温度梯度变化相位滞后参数 τ_T ,另一个为热流密度相位滞后参数 τ_q .由此推得的反应方程统称为双相位滞后模型(DPL 模型),如下式所示

$$\mathbf{q}(\mathbf{r}, t + \tau_q) = -k \nabla T(\mathbf{r}, t + \tau_T) \quad (4)$$

τ_q 和 τ_T 分别表示某一介质在非零时刻的“热惰性”和“微观结构相互作用”^[31]. τ_q 是在给定热流量条件下的相位滞后,与介质内的传热有关,而 τ_T 为温度梯度变化过程在介质微观结构上的反映.所以,式(4)表示介质在 $t + \tau_T$ 时刻的温度梯度所对应的 $t + \tau_q$ 时刻的热流矢量^[32].

采用一阶和二阶泰勒展开,可由 DPL 模型推得很多不同的生物传热模型.下面给出 3 种典型的 DPL 模型.

1.2.1 I 型生物传热 DPL 模型(DPL1MBT) 对式(4)中的 $\mathbf{q}$ 和 T 进行一阶泰勒展开,可得最简单的 DPL 模型

$$\mathbf{q}(\mathbf{r}, t) + \tau_q \frac{\partial \mathbf{q}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = -k \left(\nabla T(\mathbf{r}, t) + \tau_T \frac{\partial \nabla T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \right) \quad (5)$$

将式(5)与式(2)结合,即可得如下 I 型生物传热 DPL 模型

$$\begin{aligned} \tau_q \rho c \frac{\partial T}{\partial t} &= k \nabla^2 T + \tau_T k \nabla^2 \frac{\partial T}{\partial t} - \tilde{\omega}_b \rho_b c_b T - \\ &(\tau_q \tilde{\omega}_b \rho_b c_b + \rho c) \frac{\partial T}{\partial t} + \\ &(\tilde{\omega}_b \rho_b c_b T_a + q_{\text{met}} + q_{\text{ext}} + \tau_q \frac{\partial q_{\text{met}}}{\partial t} + \tau_q \frac{\partial q_{\text{ext}}}{\partial t}) \end{aligned} \quad (6)$$

当 $\tau_T = 0$ 时,式(6)退化为热波模型;当 $\tau_q = \tau_T = 0$ 时,式(6)进一步退化为傅里叶模型。

在非充血条件下,DPL1MBT 模型与工程材料的试验数据在长度和时间上非常吻合^[31-33]。Antaki^[34]指出,DPL 模型结合了双曲模型传导的特点,同时具有双曲模型所没有的扩散特性。为了使非充血条件下的 DPL1MBT 数据与实验数据相匹配,Mitra 等人^[7]找到了合适的参数值:在实验 I 中, $\tau_q = 16$ s, $\tau_T = 0.043$ s;在实验 III 中, $\tau_q = 14$ s, $\tau_T = 0.056$ s。

1.2.2 II 型生物传热 DPL 模型(DPL2MBT) 对 q 进行一阶展开,对 T 进行二阶展开,近似可得

$$\begin{aligned} q(\mathbf{r}, t + \tau_q) &= -K \nabla T(\mathbf{r}, t + \tau_T) \Rightarrow \\ q + \tau_q \frac{\partial q}{\partial t} &= -K \left(\nabla T + \tau_T \frac{\partial \nabla T}{\partial t} + \frac{\tau_T^2}{2} \frac{\partial^2 \nabla T}{\partial t^2} \right) \end{aligned} \quad (7)$$

应用于传热方程,即为

$$\begin{aligned} \tau_q \rho c \frac{\partial T^2}{\partial t^2} &= k \nabla^2 T + \tau_T k \nabla^2 \frac{\partial T}{\partial t} + k \frac{\tau_T^2}{2} \frac{\partial^2 \nabla^2 T}{\partial t^2} - \\ &\tilde{\omega}_b \rho_b c_b T - (\tau_q \tilde{\omega}_b \rho_b c_b + \rho c) \frac{\partial T}{\partial t} + \\ &\left(\tilde{\omega}_b \rho_b c_b T_a + q_{\text{met}} + q_{\text{ext}} + \tau_q \frac{\partial q_{\text{met}}}{\partial t} + \tau_q \frac{\partial q_{\text{ext}}}{\partial t} \right) \end{aligned} \quad (8)$$

1.2.3 III 型生物传热 DPL 模型(DPL3MBT) 对 q 和 T 都进行二阶展开,可得

$$\begin{aligned} q(\mathbf{r}, t + \tau_q) &= -K \nabla T(\mathbf{r}, t + \tau_T) \Rightarrow \\ q + \tau_q \frac{\partial q}{\partial t} + \frac{\tau_q^2}{2} \frac{\partial^2 q}{\partial t^2} &= \\ -K \left(\nabla T + \tau_T \frac{\partial \nabla T}{\partial t} + \frac{\tau_T^2}{2} \frac{\partial^2 \nabla T}{\partial t^2} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

应用于传热方程,即为

$$\begin{aligned} \frac{\tau_q^2}{2} \rho c \frac{\partial^3 T}{\partial t^3} &= k \nabla^2 T + k \tau_T \frac{\partial \nabla^2 T}{\partial t} + \\ k \frac{\tau_T^2}{2} \frac{\partial^2 \nabla^2 T}{\partial t^2} &+ (-\tilde{\omega}_b \rho_b c_b) T + \\ (-\tau_q \tilde{\omega}_b \rho_b c_b - \rho c) \frac{\partial T}{\partial t} &+ \left(-\frac{\tau_q^2}{2} \tilde{\omega}_b \rho_b c_b - \tau_q \rho c \right) \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \\ \left(\tilde{\omega}_b \rho_b c_b T_b + q_m + q_{\text{ext}} + \tau_q \frac{\partial q_m}{\partial t} + \right. & \\ \left. \tau_q \frac{\partial q_{\text{ext}}}{\partial t} + \frac{\tau_q^2}{2} \frac{\partial^2 q_m}{\partial t^2} + \frac{\tau_q^2}{2} \frac{\partial^2 q_{\text{ext}}}{\partial t^2} \right) \end{aligned} \quad (10)$$

2 案例研究

2.1 问题描述

皮肤最初处于空气的自然冷却状态下, $T_e =$

25 °C, $h = 7$ W/(m² · K). 当 $t = 0$ s 时,将最初处于正常温度的皮肤突然与 100 °C 恒温热源相接触(例如被开水烫到,表面温度将瞬时升高到 100 °C),15 s 后移开热源,并采用冰水混合物(0 °C)对皮肤进行 30 s 冷却。皮肤分为 3 层(如图 1 所示),每层都具有不同的性能,表皮厚度为 0.1 mm,真皮厚度为 1.5 mm,皮下脂肪层厚度为 4.4 mm。仅在真皮层考虑充血问题,但对所有 3 层皮肤都需考虑代谢发热问题。表 1 列出了传热分析所需的相关参数。

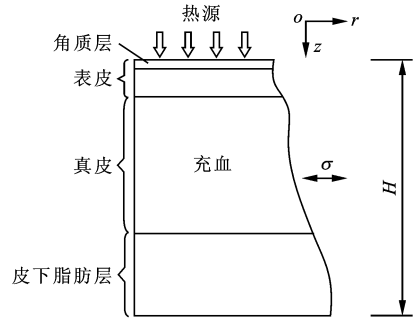


图 1 3 层皮肤模型示意图

表 1 一维传热数值分析所用参数

皮层	厚度/ mm	ρc /MJ · (m ³ · K) ⁻¹	k /J · (m · K) ⁻¹	$\tilde{\omega}$ / s ⁻¹	$q_{\text{met}}/$ W · m ⁻³
表皮	0.1	3.182	0.21	0.0	368.1
真皮	1.5	2.846	0.37	0.0~0.1	368.1
脂肪	4.4	1.975	0.16	0.0	368.3

注:充血速率 $\tilde{\omega} = (\text{血液体积}/\text{组织体积})/\text{时间}$ 。

2.2 热损伤

这里采用 Moritz 和 Henriques^[2]提出的 Arrhenius 烧伤积分来定量描述热损伤。Moritz 和 Henriques 指出,皮肤损伤可以表述为一个化学反应过程,这个过程可用一阶 Arrhenius 变化率方程进行计算,由此可以将损伤与特定热力学温度下的蛋白质热变性速度(即热损伤变化率)和加热时间(t)相关联。引入热损伤的度量 Ω ,假设其变化率 κ 满足

$$\kappa(T) = \frac{d\Omega}{dt} = A \exp\left(-\frac{E_a}{RT}\right) \quad (11)$$

$$\text{或} \quad \Omega = \int_0^t A \exp\left(-\frac{E_a}{RT}\right) dt \quad (12)$$

式中: A 为材料的频率因子; E_a 为激活能; $R = 8.314$ J/(mol · K) 为通用气体常数。

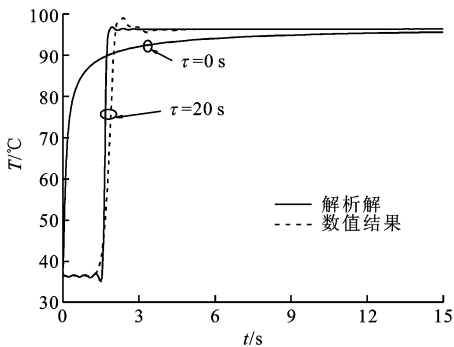
方程(12)表明,在相同的 E_a 值下, T 或 A 越大反应进行得越快,或是在相同的 A 值下, E_a 越小反

应进行得越快. 常数 A 和 E_a 通常由实验获得, 其中 E_a 是根据最大反应速率与温度倒数的自然对数坐标图, 由关系曲线(直线)的斜率推得的.

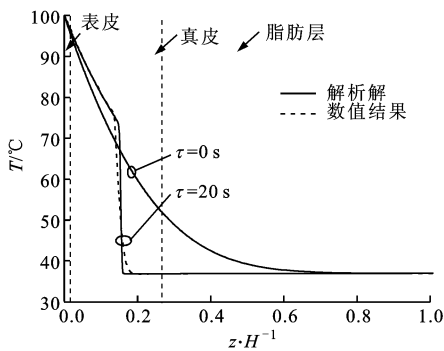
在下面的研究中, 皮肤烧伤利用公式(12)表示的烧伤积分进行计算, 频率因子 $A = 3.1 \times 10^{98}$, 激活能与通用气体常数之比 $E_a/R = 75\ 000$ (见文献[35]). 同时, 采用目前大家都普遍接受的烧伤度量值: 一度烧伤 $\Omega = 0.53$; 二度烧伤 $\Omega = 1$; 三度烧伤 $\Omega = 10^4$.

3 结果与分析

为了验证模型的正确性, 首先把数值结果与我们先前得到的解析解^[36]进行了比较, 见图2. 从图中可以看出, 本文的数值结果和解析解非常吻合.



(a) 表皮-真皮界面处的温度历史

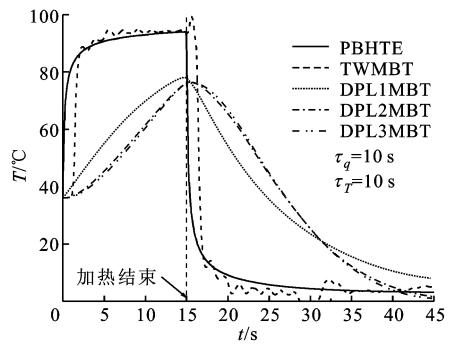


(b) $t = 15\text{ s}$ 时刻温度沿皮肤深度方向的分布

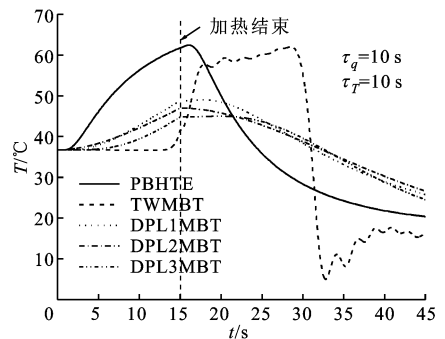
图2 非傅里叶数值模型计算结果与解析解的比较

对于上述问题, 采用3种不同的模型进行预测, 包括 Pennes 模型、热波模型和3种类型的双相位滞后模型(DPL1MBT、DPL2MBT 和 DPL3MBT). 对于多层皮肤结构, 图3和图4分别给出了不同模型得到的表皮-真皮界面和真皮-脂肪层界面处温度和热损伤随时间的变化, 以及加热结束时($t = 15\text{ s}$)和冷却结束时($t = 45\text{ s}$)皮肤中温度和热损伤的分布.

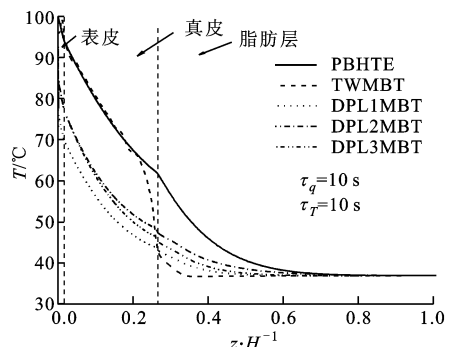
图3的结果表明, 在皮表受热的条件下, 通过不同生物传热模型计算得到的组织温度存在很大差



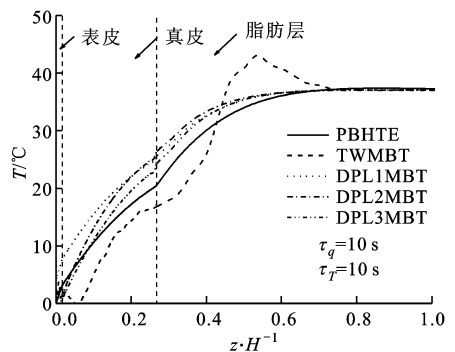
(a) 表皮-真皮界面处温度随时间的变化



(b) 真皮-脂肪层界面处温度随时间的变化



(c) $t = 15\text{ s}$ 时刻温度沿皮肤深度的分布



(d) $t = 45\text{ s}$ 时刻温度沿皮肤深度的分布

PBHTE: Pennes 模型; TWMBT: 热波模型; DPL: 双相位滞后模型

图3 不同模型得到的温度分布比较

异. 在热波模型的结果中, 组织温度在初始阶段没有明显的变化, 然后突然出现温度的跳跃, 如图3b所示. 这一温度跳跃界面可以看作是由于有限的热波

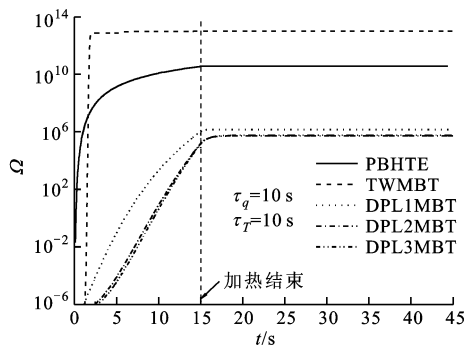
传递速度(由于松弛时间 τ_q 存在)所造成的波阵面. 初始加热阶段组织内部温度不变的现象,可能是由于非热相关生物活动消耗^[10]所致. 不同的双相位滞后模型得到了相似的结果,但是都和 Pennes 模型和热波模型的结果不同. 在双相位滞后模型的结果中,正如所预料的那样,没有观察到波动现象,但是出现了非傅里叶热扩散,这是由于在双相位滞后模型中出现了第二个热松弛时间参数 τ_T , τ_T 的存在使得热波得到削弱,从而破坏了尖锐的波阵面. 这里值得注意的是,在双相位滞后模型结果中出现了皮肤表面温度的突降(加热时)和突升(冷却时),如图 3c、3d 所示.

由于不同模型在预测的组织温度上存在较大差异,因此对热损伤结果存在极大影响. 举例来说,对于表皮-真皮界面处的热损伤,热波模型所预测的结果比 Pennes 模型的结果大 3 个数量级,比双相位滞后模型大 7 个数量级. 在热波模型得到的热损伤结果中观察到了波阵面,见图 4b. 对于热损伤沿皮肤组织深度的分布, Pennes 模型和热波模型获得了相似的结果,但是都比双相位滞后模型得到的结果大很多.

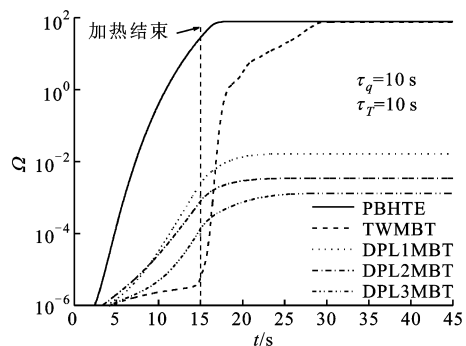
4 结束语

因为生物组织的热松弛时间参数相对较大,所以研究者越来越多地关注生物传热中的非傅里叶传热行为. 本文结合生物传热的热波模型,首次采用双相位滞后模型研究了皮肤组织的传热模式,表明双相位滞后模型已具备了表现微观传热过程中微结构之间相互作用状况的能力. 本文采用双相位滞后模型分析了皮肤组织在表面加热条件下的非傅里叶传热行为,结果表明: Pennes 模型、热波模型和双相位滞后模型的预测结果存在很大差异;不同的双相位滞后模型给出了相似的结果;热松弛时间参数 τ_T 、 τ_q 对温度和热损伤有较大影响.

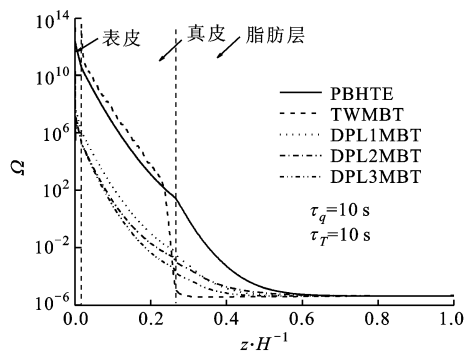
但是,本文也存在一定的局限性,主要不足是假定皮肤组织具有恒定的性能. 胶原质是皮肤的主要成分,约占皮肤干质量的 75%,占真皮体积的 18%~30%^[37]. 随着温度的升高,会发生胶原质的变性,在变性过程中胶原质的结构和水合作用都会发生变化,自然会导致胶原组织的各种性能发生显著的改变,例如热性能和光学性能等的变化^[38-39]. 遗憾的是,尽管皮肤中的真皮主要是由胶原质组成的,但是目前对皮肤组织热变性的研究相对来说还很少^[40-42],尤其是实验研究匮乏. 我们将来的研究工作



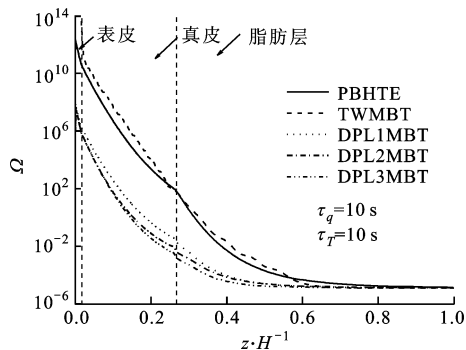
(a) 表皮-真皮界面处热损伤随时间的变化



(b) 真皮-脂肪层界面处热损伤随时间的变化



(c) $t=15$ s 时刻热损伤沿皮肤深度的分布



(d) $t=45$ s 时刻热损伤沿皮肤深度的分布

PBHTE: Pennes 模型; TWMBT: 热波模型; DPL: 双相位滞后模型

图4 不同模型得到的热损伤结果

将围绕这一方向进行.

参考文献:

- [1] SHIH T C, KOU H S, LIAUH C T, et al. The impact of thermal wave characteristics on thermal dose distribution during thermal therapy: a numerical study [J]. *Medical Physics*, 2005, 32(9): 3029-3036.
- [2] MORITZ A R, HENRIQUES F C. Study of thermal injuries II: the relative importance of time and source temperature in the causation of cutaneous burns [J]. *American Journal of Pathology*, 1947, 23(5): 695-720.
- [3] 刘静, 任泽霁, 王存成. 生物活体组织温度振荡机理的模拟实验研究 [J]. *应用基础与工程科学学报*, 1996, 4(2): 173-181.
LIU Jing, REN Zepei, WANG Cuncheng. Simulating experimental study on the mechanisms of temperature oscillation in living tissue [J]. *Journal of Basic Science and Engineering*, 1996, 4(2): 173-181.
- [4] 刘静, 王存诚, 任泽霁, 等. 生物活体组织温度振荡效应的理论与实验 [J]. *清华大学学报(自然科学版)*, 1997, 37(2): 91-95.
LIU Jing, WANG Cuncheng, REN Zepei, et al. Theory and experiments on temperature oscillations effects in living tissue [J]. *Journal of Tsinghua University (Sci & Tech)*, 1997, 37(2): 91-95.
- [5] RICHARDSON A W, IMIG C G, FEUCHT B L, et al. Relationship between deep tissue temperature and blood flow during electromagnetic irradiation [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1950, 31(1): 19-25.
- [6] ROEMER R B, OLESON J R, CETAS T C. Oscillatory temperature response to constant power applied to canine muscle [J]. *American Journal of Physiology*, 1985, 249(2): R153-R158.
- [7] MITRA K, KUMAR S, VEDAVARZ A, et al. Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1995, 117(3): 568-573.
- [8] DAVYDOV E V, LUBASHEVSKY I A, MILYAEV V A, et al. Nondiffusive heat transfer in muscle tissue: preliminary results [EB/OL]. [2008-05-01]. <http://arxiv.org/abs/cond-mat/0102006>.
- [9] BANERJEE A, OGALE A A, DAS C, et al. Temperature distribution in different materials due to short pulse laser irradiation [J]. *Heat Transfer Engineering*, 2005, 26(8): 41-49.
- [10] LIU Jing, CHEN Xu, XU Lisa X. New thermal wave aspects on burn evaluation of skin subjected to instantaneous heating [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1999, 46(4): 420-428.
- [11] LIU Jing. Preliminary survey on the mechanisms of the wave-like behaviors of heat transfer in living tissues [J]. *Forschung im Ingenieurwesen/Engineering Research*, 2000, 66(1): 1-10.
- [12] 马宁, 江世臣, 李和杰, 等. 激光对皮肤层状组织作用的非傅立叶效应及光致热损伤分析 [J]. *航天医学与医学工程*, 2003, 16(2): 133-137.
MA Ning, JIANG Shichen, LI Hejie, et al. Analysis of non-Fourier effect and laser-induced thermal damage of laser-irradiated layered human skin tissue [J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 2003, 16(2): 133-137.
- [13] 刘静, 卢文强, 王存诚, 等. 生物组织中几类热波传播特性的研究 [J]. *航天医学与医学工程*, 1997, 10(4): 254-258.
LIU Jing, LU Wenqiang, WANG Cuncheng, et al. Study on propagation characteristics of several thermal waves in living tissues [J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 1997, 10(4): 254-258.
- [14] TZOU D Y. Thermal shock phenomena under high-rate response in solids [M]//TIEN C L. *Annual Review of Heat Transfer*. Washington DC, USA: Hemisphere, 1992: 111-185.
- [15] TZOU D Y. An engineering assessment to the relaxation time in thermal wave propagation [J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 1993, 36(7): 1845-1851.
- [16] OZISIK M N, TZOU D Y. On the wave theory in heat conduction [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1994, 116(3): 526-535.
- [17] TZOU D Y. Macro- to micro-scale heat transfer: the lagging behavior [M]. Washington DC, USA: Taylor and Francis, 1997.
- [18] TZOU D Y, OZISIK M N, CHIFFELLE R J. The lattice temperature in the microscopic two-step model [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1994, 116(4): 1034-1038.
- [19] TAITEL Y. On the parabolic, hyperbolic and discrete formulation of the heat conduction equation [J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 1972, 15(2): 369-371.
- [20] KOERNER C, BERGMANN H W. Physical defects of the hyperbolic heat conduction equation [J]. *Applied Physics, A: Materials Science & Processing*, 1998, 67(4): 397-401.
- [21] GODOY S, GARCIA-LOLIN L S. Nonvalidity of the

- telegrapher's diffusion equation in two and three dimensions for crystalline solids [J]. *Phys Rev: E*, 1997, 55(3): 2127-2131.
- [22] TZOU D Y. A unified field approach for heat conduction from macro- to micro-scales [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1995, 117(1): 8-16.
- [23] PENNES H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm [J]. *J Appl Physiology*, 1948, 1: 93-122.
- [24] HERIVEL J. Joseph Fourier: face aux objections contre sa theorie de la chaleur [M]. Paris, France: Bibliotheque Nationale, 1980.
- [25] HERWIG H, BECKERT K. Fourier versus non-Fourier heat conduction in materials with a nonhomogeneous inner structure [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 2000, 122(2): 363-365.
- [26] GLASS D E, OZISIK M N, VICK B. Hyperbolic heat conduction with surface radiation [J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 1985, 28(10): 1823-1830.
- [27] QIU T Q, TIEN C L. Short-pulse laser heating on metals [J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 1992, 35(3): 719-726.
- [28] VEDAVARZ A, KUMAR S, MOALLEMI M K. Significance of non-Fourier heat waves in conduction [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1994, 116(1): 221-224.
- [29] ANTAKI P J. Importance of non-Fourier heat conduction in solid-phase reactions [J]. *Combustion and Flame*, 1998, 112(3): 329-341.
- [30] 刘静, 卢文强. 求解生物传热热波模型的双倒易边界元方法[J]. *航天医学与医学工程*, 1997, 10(6): 391-395.
- LIU Jing, LU Wenqiang. Dual reciprocity boundary element method for solving thermal wave model of bio-heat transfer [J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 1997, 10(6): 391-395.
- [31] TZOU D Y. Experimental support for the lagging behavior in heat propagation [J]. *Journal of Thermophysics and Heat Transfer*, 1995, 9(4): 686-693.
- [32] QUINTANILLA R, RACKER. A note on stability in dual-phase-lag heat conduction [J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2006, 49(7/8): 1209-1213.
- [33] TZOU D Y, CHIU K S. Temperature-dependent thermal lagging in ultrafast laser heating [J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2001, 44(9): 1725-1734.
- [34] ANTAKI P J. New interpretation of non-Fourier heat conduction in processed meat [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 2005, 127(2): 189-193.
- [35] HENRIQUES F C. Study of thermal injuries V: the predictability and the significance of thermally induced rate processes leading to irreversible epidermal injury [J]. *Archives of Pathology*, 1947, 43: 489-502.
- [36] XU Feng, WEN T, SEFFEN K A, et al. Biothermomechanics of skin tissue [J]. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 2008, 56(5): 1852-1884.
- [37] EBLING F, EADY R, LEIGH I. Anatomy and organization of human skin [M] // CHAMPION R H, BURRINGTON J L, EBLING F J G. *Textbook of Dermatology*. New York, USA: Blackwell Scientific Publications, 1992: 201-230.
- [38] HARRIS J L, HUMPHREY J D. Kinetics of thermal damage to a collagenous membrane under biaxial isotonic loading [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(2): 371-379.
- [39] JUN J H, HARRIS J L, HUMPHREY J D, et al. Effect of thermal damage and biaxial loading on the optical properties of a collagenous tissue [J]. *J Biomech Eng*, 2003, 125(4): 540-548.
- [40] MELLING M, PFEILER W, KARMIAN-TEHERANI D, et al. Differential scanning calorimetry, biochemical, and biomechanical analysis of human skin from individuals with diabetes mellitus [J]. *The Anatomical Record*, 2000, 259(3): 327-333.
- [41] REIHSNER R, MELLING M, PFEILER W, et al. Alterations of biochemical and two-dimensional biomechanical properties of human skin in diabetes mellitus as compared to effects of in vitro non-enzymatic glycation [J]. *Clinical Biomechanics*, 2000, 15(5): 379-386.
- [42] PIERCE M C, SHERIDAN R L, PARK B H, et al. Collagen denaturation can be quantified in burned human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Burns*, 2004, 30(6): 511-517.

(编辑 葛赵青)