

文章编号: 0258-7025(2009)10-2582-05

# 激光辐照生物组织傅里叶与非傅里叶热传导效应

杨洪钦 陈建玲 王瑜华 谢树森 李 晖

(福建师范大学激光与光电子技术研究所 医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建 福州 350007)

**摘要** 对描述激光辐照生物组织光热响应的经典生物热传递模型和生物热波模型进行比较,分析两种模型的适用条件及影响因素。结果表明,当激光辐照时间接近或小于生物组织热释放时间时,基于生物热波模型的结果与经典生物热传导模型的结果差异明显,采用后者对热损伤进行评估引起的误差较大。对于生物热波模型,考察点所在深度越浅,非傅里叶导热特征越明显。比较两种生物热传导模型,第一层血液灌注率和吸收系数对辐射原点的瞬态温度分布均有影响,但不改变其热特征。

**关键词** 医用光学; Pennes 生物热传递; 非傅里叶热传导; 热损伤评估; 生物组织

**中图分类号** R318.51      **文献标识码** A      **doi:** 10.3788/CJL20093610.2582

## Fourier and Non-Fourier Heat Conduction Effects in Biological Tissue under Laser Irradiation

Yang Hongqin Chen Jianling Wang Yuhua Xie Shusen Li Hui

(Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine, Ministry of Education,

Institute of Laser and Optoelectronics Technology, Fujian Normal University, Fuzhou, Fujian 350007, China)

**Abstract** This letter compared the classical Pennes bioheat transfer model and the thermal wave model of bioheat transfer, which have often been used to describe the photothermal response on laser-tissue interaction. The conditions and influence factors of these two models were analyzed. The results show that when the laser-irradiated duration time is comparable to or shorter than the thermal release time in biological tissue, the results obtained by the thermal wave model and the classical Pennes bioheat transfer model are obviously different. The thermal damage assessment based on the latter model may cause more error. For the thermal wave model, the non-Fourier effect is more obvious in shallow area. The effects of blood perfusion rate and absorption coefficient of the first layer tissue on transient temperature and its characteristic at the irradiated origin were investigated.

**Key words** medical optics; Pennes bioheat transfer; non-Fourier heat conduction; thermal damage assessment; biological tissue

### 1 引 言

激光问世以来,已被广泛应用于临床治疗,其中大部分的应用皆涉及热效应,如龋齿治疗、激光外科、光动力学疗法等。为了确保治疗安全和提高效率,精确预估光热效应与热损伤是激光临床治疗中不可或缺的前提<sup>[1]</sup>。近年来国内一些研究者针对生物组织的光热效应与热损伤开展了研究,如李和杰

等<sup>[2]</sup>将人体皮肤组织简化为具有不同热物性的一维多层结构,估算生物组织表面的温度变化规律,并预测组织达到气化所需的时间和组织中的热损伤程度。丁海峰等<sup>[3]</sup>模拟了脉冲激光与连续激光对人皮肤组织的光热作用及导致的温度变化效应。他们采用的生物热传递方程都是传统的 Pennes 生物热传导方程,该方程是基于傅里叶法则,即假设热量在生

收稿日期:2009-06-15; 收到修改稿日期:2009-08-24

基金项目:国家自然科学基金(30572309)、卫生部科学研究基金-福建省卫生教育联合攻关计划(WKJ2005222004)、福建省青年科技人才创新基金(2007F3026)和福建师范大学优秀青年骨干教师培养基金(2008100218)资助项目。

作者简介:杨洪钦(1974—),男,博士,副教授,硕士生导师,主要从事生物医学光学及其应用方面的研究。

E-mail:hqyang@fjnu.edu.cn

物组织中以无限大的速度传递<sup>[4]</sup>。对于大多数的加热过程,此近似假设是可接受和合理的,但在某些特定情况下,如组织非均匀、加热时间非常短等,傅里叶热传导理论将不适用。此时,加热过程中热波特性能成为主导作用,因此需要考虑热量在生物组织中以有限的速度传递,这时需要对傅里叶热传导方程进行修正,引入热通量矢量与温度梯度的时间延迟项<sup>[4,5]</sup>。

对于均匀的材料,如普通的金属,其热释放时间在  $10^{-8} \sim 10^{-14}$  s 数量级<sup>[6]</sup>,一般情况下,加热时间远大于此数量级,因此,傅里叶热传导效应成功地被应用于这些材料的研究中。然而大部分生物组织是由毛细多孔体和细胞构成,其结构是高度非均匀的,热量传递到邻近的单元需要一定时间。已有研究者报道一般生物组织的热释放时间为  $20 \sim 30$  s<sup>[6]</sup>,K. Mitra 等<sup>[7]</sup>实验测得经过处理的肉,其热释放时间大约为 16 s。

本文对经典生物热传递模型和生物热波模型运用于描述激光辐照生物组织光热响应进行比较,分析两种模型的适用条件,并探讨了生物组织的相关参数对组织体内光热分布的影响。

## 2 理论模型

### 2.1 生物热传导模型

经典的 Pennes 生物热传导方程表述为<sup>[5]</sup>

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + W_b c_b (T_b - T) + Q_m + Q_r, \quad (1)$$

式中  $\rho_t$  和  $c_t$  分别为组织密度和组织比热, $k$  为组织的热传导率, $W_b$  与  $c_b$  分别为血液灌注率与血液比热, $T$  与  $T_b$  分别为组织的温度与动脉血液温度, $Q_m$  和  $Q_r$  分别为新陈代谢热和外热源。

考虑生物组织热释放时间因素的非傅里叶生物热传递的热波模型表示为<sup>[4,5]</sup>

$$\begin{aligned} \rho_t c_t \left( \frac{\partial T}{\partial t} + \tau \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} \right) &= \nabla \cdot k \nabla T + \\ \tau \left( -W_b c_b \frac{\partial T}{\partial t} + \frac{\partial Q_m}{\partial t} + \frac{\partial Q_r}{\partial t} \right) &+ \\ W_b c_b (T_b - T) + Q_m + Q_r, & \quad (2) \end{aligned}$$

当  $\tau = 0$  时,(2) 式退化为经典的 Pennes 生物热传导方程。

假设激光辐照生物组织的热源项表述为

$$Q_r = \mu_a(\lambda)(1 - r_s)E(r)\exp[-\mu_a(\lambda) \cdot z]f(t), \quad (3)$$

式中  $r_s$  为组织表面的镜面反射率,计算中取  $r_s = 0.1$ <sup>[8]</sup>, $f(t)$  为激光曝光时间函数,数值模拟中,假设激光为连续脉冲。 $E(r)$  为激光的辐照度,当入射光为高斯光束的激光时,辐照度可表示为

$$E(r) = \frac{2P}{\pi\omega^2} \exp\left(-\frac{2r^2}{\omega^2}\right), \quad (4)$$

式中  $P$  为激光辐射功率, $\omega$  为激光光斑半径,计算取  $\omega$  为 0.05 m。

使用有限元法求解上述两种模型,且为分析简便,将复杂的层状生物组织简化为匀质的三层结构,其几何模型如图 1 所示,其网格点数与单元格数分别为 1981 和 3832,三层组织分别为皮肤层、脂肪层和肌肉层,各层的光热物理特性如表 1 所示<sup>[9~11]</sup>。

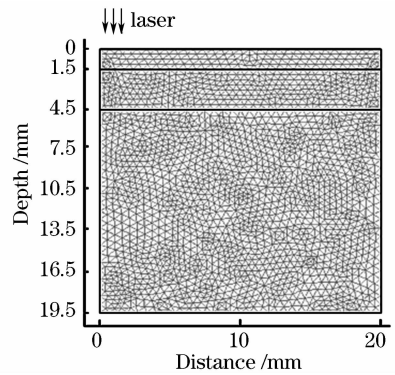


图 1 三层组织模型示意图

Fig. 1 Schematic model of a three-layered tissue

表 1 生物组织光热物理特性

Table 1 Opto-thermal properties of biological tissue used in this study ( $\lambda=752$  nm)

Tissue	Specific heat C / [J/(kg · K)]	Thermal conductivity K / [W/(m · K)]	Density $\rho$ / (kg/m <sup>3</sup> )	Blood perfusion rate W <sub>b</sub> / [kg/(m <sup>3</sup> · s)]	Metabolic heat generation Q <sub>m</sub> / (W/m <sup>3</sup> )	Absorption coefficient $\mu_a$ / m <sup>-1</sup>
Skin	3471	0.442	1070	1,2,4,8	1620	20,25,30,35
Fat	3258	0.21	937	0.428	300	4
Muscle	3471	0.442	1070	0.505	480	24
Blood	3899	—	—	—	—	—

求解上述两种生物热传导方程,假设初始温度为 37 °C,边界条件分别为

上边界即空气-组织界面

$$-k \nabla T = h_s (T - T_{amb}), \quad (5)$$

左右边界

$$-k \nabla T = 0, \quad (6)$$

下边界

$$T = 37\text{ }^{\circ}\text{C}, \quad (7)$$

式中  $h_s$  为对流系数,其值为  $150\text{ W}/(\text{ }^{\circ}\text{C} \cdot \text{m}^2)$ <sup>[8]</sup>,  $T_{\text{amb}}$  为外界环境温度,设为  $26\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。

## 2.2 热损伤估算

通常采用损伤参数  $\Omega$  来表征组织热损伤的程度,即阿里纽斯方程<sup>[1]</sup>

$$\Omega = A \int_{t_1}^{t_f} \exp\left(-\frac{E}{RT}\right) dt, \quad (8)$$

式中  $A$  为阿里纽斯常数,  $E$  为变性激活能,  $R$  为普适气体常数,  $T$  为预测损伤点的绝对温度,  $t_1$  为激光辐射开始时间,  $t_f$  为估算热损伤的时刻。本研究中  $R$  为  $8.314\text{ J}/(\text{mol} \cdot \text{K})$ ,  $A$  和  $E$  分别为  $3.1 \times 10^{98}\text{ s}^{-1}$  和  $6.28 \times 10^5\text{ J}/\text{mol}$ <sup>[1,12]</sup>。

## 3 结果与讨论

数值计算中激光功率密度为  $0.25\text{ W}/\text{cm}^2$ , 连续

照射  $20\text{ s}$ 。图 2 给出了热释放时间对辐射原点瞬态温度分布及热损伤的影响。热释放时间  $\tau$  分别为  $0, 8, 16, 30\text{ s}$ 。 $\tau=0\text{ s}$  即为经典生物热传导模型, 其他情况为生物热波模型。从图 2(a) 可以看出, 当  $\tau=8\text{ s}$  时辐射原点瞬态温度分布与  $\tau=0\text{ s}$  情况差异不大, 且无明显热波效应。而当  $\tau=16, 30\text{ s}$  时辐射原点瞬态温度分布与  $\tau=0\text{ s}$  情况差异较大, 且热波效应明显,  $\tau$  越大热波效应越明显。从图 2(b)~(d) 可以看出, 不同  $\tau$  值对应的热损伤的差异十分明显, 特别是  $\tau=16, 30\text{ s}$  情况下的热损伤远小于  $\tau=0, 8\text{ s}$  情况下的热损伤。与激光辐照时间  $20\text{ s}$  比较可知, 当生物组织热释放时间  $\tau$  接近或大于激光照射时间时, 经典生物热传导模型与生物热波模型所得的辐射原点瞬态温度分布差异明显, 此时若使用经典生物热传导模型来估算热损伤将产生较大误差。当激光照射时间大于生物组织热释放时间时, 两种模型所得结果的差异较小, 结果与文献[13]报道的结果相一致。

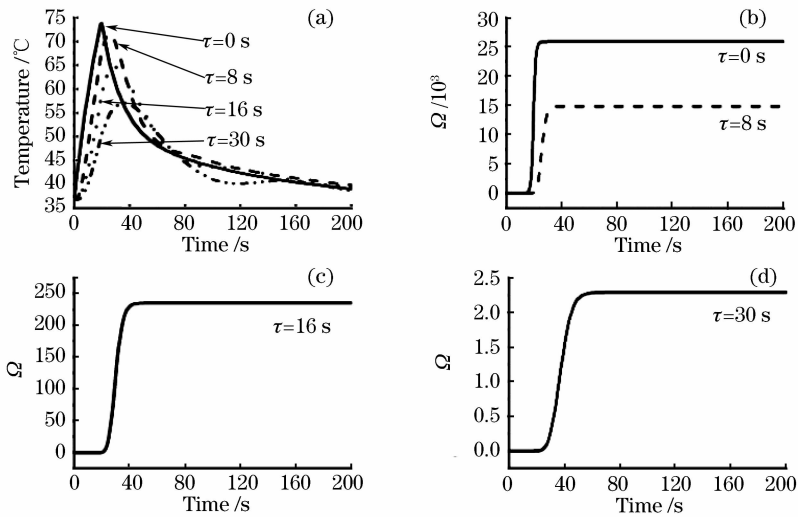


图 2 热释放时间对辐射原点瞬态温度分布与热损伤的影响(加热时间为  $20\text{ s}$ )。(a) 瞬态温度分布;(b)~(d) 热损伤

Fig. 2 Effects of thermal relaxation times on the transient temperature and thermal damage at origin with  $20\text{ s}$  heating time. (a) temporal evolution of temperature distribution; (b)~(d) thermal damage

热释放时间  $\tau=30\text{ s}$  时, 不同位置的温度分布的影响如图 3 所示。从图 3 可知, 当  $\tau=30\text{ s}$  时, 在坐标  $(0, 0)$  处非傅里叶导热现象明显, 而在坐标  $(0, 1.5\text{ mm})$  处也可见非傅里叶导热现象, 但并不十分明显, 而在  $(0, 4.5\text{ mm})$  处观察不到非傅里叶导热现象。综上可知, 考察点所在组织位置越浅, 非傅里叶导热特征越明显。这与文献[14]的实验结果一致。

图 4 比较了两种组织热传导模型中第一层血液灌注率对辐射原点瞬态温度分布的影响,  $\omega_{\text{bskin}}$  表示皮肤层的血液灌注率。图 4(a), (b) 分别表示经典

生物热传导模型( $\tau=0\text{ s}$ )和生物热波模型( $\tau=30\text{ s}$ )的情况。从图 4 可以看出, 两种模型辐射原点的瞬时温度分布差异较大, 且两种模型下第一层血液灌注率对辐射原点温度分布均有影响。经典生物热传导模型( $\tau=0\text{ s}$ )下第一层血液灌注率主要影响曲线的下降沿, 随着第一层血液灌注率的增大, 曲线下降过程中温度降低, 但降低的幅度较小。因此可见血液灌注率对组织中温度分布的影响较小。生物热波模型( $\tau=30\text{ s}$ )下第一层血液灌注率不仅影响曲线的下降沿而且还影响曲线的峰值大小, 随着第一层

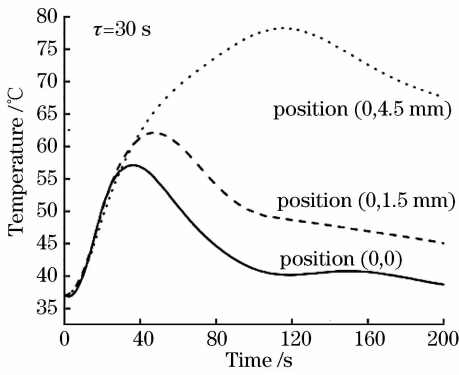


图 3 不同位置温度分布随时间的变化  
Fig. 3 Temperature distribution versus time at different positions

血液灌注率的增大,曲线下落过程中温度降低,峰值变小。此现象可以解释为,对于经典生物热传导模型,加热过程中激光热源对组织温度的影响远大于组织血液灌注率的影响,即此时组织血液对温度分布的影响可以忽略。当激光停止照射后,血液灌注率的影响显现出来,不过影响仍是较微小。血液灌注率增大,使组织的温度略降低,而对于生物热波模

型,由于热释放时间的影响,峰值大小略降低。从图 4 还可得知,血液灌注率对非傅里叶导热特征没有影响。

两种组织热传导模型第一层吸收系数对辐射原点瞬态温度分布的影响如图 5 所示。图 5(a), (b) 分别代表经典生物热传导模型 ( $\tau=0$  s) 和生物热波模型 ( $\tau=30$  s) 的情况。从图 5 可以看出,两种模型辐射原点的瞬时温度分布差异较大,且两种模型下第一层吸收系数对辐射原点瞬态温度分布曲线的上升沿、下降沿及峰值大小均有影响。第一层吸收系数对两种模型辐射原点温度分布的影响相同,随着第一层吸收系数的增大,曲线的上升速率与下降速率均增大,峰值变大。不过随着时间推移,组织的温度趋于一个稳定值。此现象可以解释为,第一层吸收系数增大,单位时间内组织吸收激光的能量增多,引起组织温度的上升速率增大。停止激光作用后,组织的吸收系数增大,单位时间内组织的温度下降变大,故使得组织温度的下降速率也增大。由于激光供给的能量一定,待时间增大到一定后,虽然组

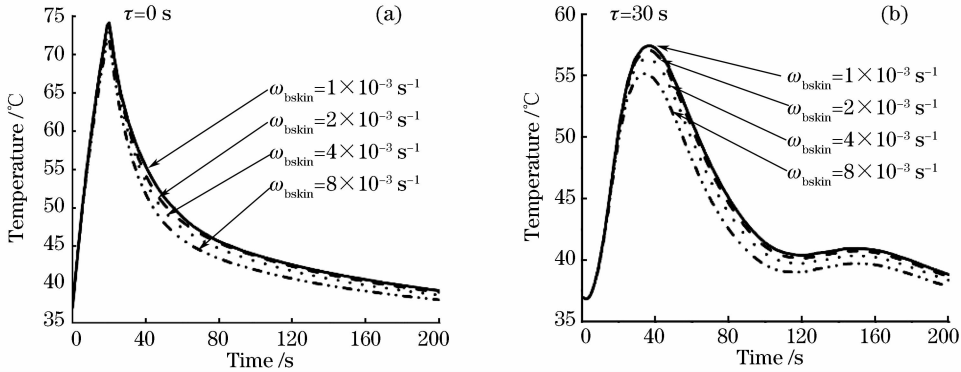


图 4 第一层血液灌注率对辐射原点温度分布的影响。(a) 经典生物热传导模型;(b) 生物热波模型  
Fig. 4 Effects of blood perfusion rate of the first layer on temperature at origin  
(a) Pennes bioheat transfer model; (b) thermal wave model of bioheat transfer

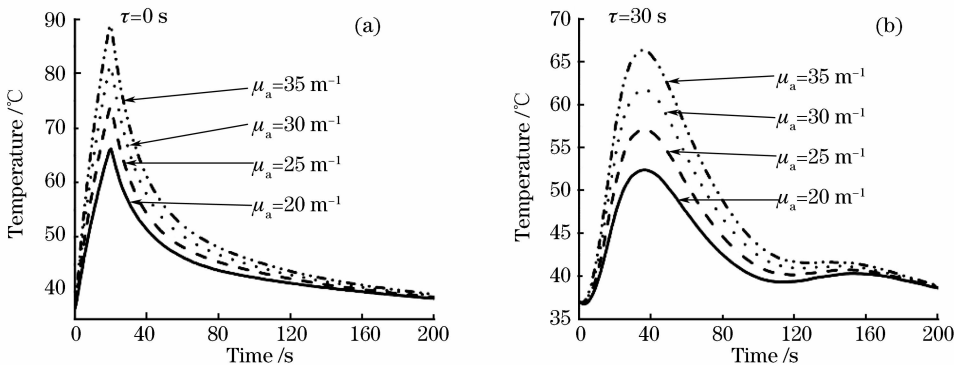


图 5 第一层吸收系数对辐射原点温度分布的影响。(a) 经典生物热传导模型;(b) 生物热波模型  
Fig. 5 Effects of absorption coefficient of the first layer on temperature at origin  
(a) Pennes bioheat transfer model; (b) thermal wave model of bioheat transfer

织吸收系数不同,但因为吸收的总能量保持不变,最终组织的温度趋于一个稳定值。从图 5 还可获知,血液灌注率对非傅里叶导热特征没有影响。

## 4 结 论

采用有限元法对经典生物热传导方程和生物热波方程进行求解。研究表明,当激光照射时间接近或小于生物组织热释放时间时,经典生物热传导模型与生物热波模型所得的辐射原点瞬态温度分布差异明显,此时若使用经典生物热传导模型来估算热损伤将产生较大误差。对于生物热波模型,考察点所在深度越浅,非傅里叶导热特征越明显。比较两种生物热传导模型,第一层血液灌注率和吸收系数对辐射原点瞬态温度分布均有影响,第一层吸收系数对辐射原点瞬态温度分布的影响大于第一层血液灌注率对其产生的影响,但二者对导热特征均没有影响。

## 参 考 文 献

- J. Zhou, Y. Zhang, J. K. Chen. Non-Fourier heat conduction effect on prediction of thermal damage in biological tissues caused by laser irradiation [J]. *Numerical Heat Transfer*, 2008, **54**(Part A, 1):1~19
- Li Hejie, Zhang Xuexue, Liu Jing. Heat transfer analysis on laser-tissue thermal interaction using heterogeneous model [J]. *Chinese J. Lasers*, 2002, **A29**(5):465~470  
李和杰,张学学,刘 静. 激光与生物组织热相互作用的多层结构模型[J]. *中国激光*, 2002, **A29**(5):465~470
- Ding Haifeng, Huang Meizhen, Tong Yaxing *et al.*. Research on opto-thermal response of human skin irradiating by CW and pulsed laser based on FEM simulation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(10):1983~1988  
丁海峰,黄梅珍,童雅星等. 激光辐照下皮肤组织光热响应有限元分析[J]. *光学学报*, 2008, **28**(10):1983~1988
- J. Liu, X. Chen, L. X. Xu. New thermal wave aspects on burn evaluation of skin subjected to instantaneous heating [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1999, **46**(4):420~428
- K. C. Liu. Thermal propagation analysis for living tissue with surface heating [J]. *International Journal of Thermal Sciences*, 2008, **47**(5):507~513
- W. Kaminski. Hyperbolic heat conduction equation for materials with a nonhomogenous inner structure [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1990, **112**(3):555~560
- K. Mitra, S. Kumar, A. Vedevarz *et al.*. Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat [J]. *ASME Journal of heat transfer*, 1995, **117**(3):568~573
- G. Shafirstein, W. Baumler, M. Lapidoth *et al.*. A new mathematical approach to the diffusion approximation theory for selective photothermolysis modeling and its implication in laser treatment of port-wine stains [J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2004, **34**(4):335~347
- Lin Ling, Li Gang, Wang Yanqiu *et al.*. In vivo determination of the optical properties of human fat and muscle tissues [J]. *J. Optoelectronics · Laser*, 2001, **12**(4):425~429  
林 凌,李 刚,王燕秋等. 人体脂肪和肌肉组织光学特性的活体检测[J]. *光电子·激光*, 2001, **12**(4):425~429
- R. Dua, S. Chakraborty. A novel modeling and simulation technique of photo-thermal interactions between lasers and living biological tissues undergoing multiple changes in phase [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2005, **35**(5):447~462
- T. Samaras, A. Christ, N. Kuster. Effects of geometry discretization aspects on the numerical solution of the bioheat transfer equation with the FDTD technique [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, **51**(11):N221~N229
- A. Welch. The thermal response of laser irradiated tissue [J]. *IEEE J. Quantum Electron.*, 1984, **QE-20**(12):1471~1481
- T. C. Shih, H. S. Kou, C. T. Liauh *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
- Zhou Jianhua, Liu Dengying, Xu Jianzhong *et al.*. Experimental study on heat conduction in biological tissue irradiated by high-power short-pulse laser [J]. *Journal of Xian Jiaotong University*, 2002, **36**(7):684~687  
周建华,刘登瀛,徐建中等. 高功率短脉冲激光照射下生物组织内的热传导研究[J]. *西安交通大学学报*, 2002, **36**(7):684~687