

基于时域间断有限元方法的生物组织非傅立叶热行为数值分析

郭攀¹, 武文华^{*1}, 吴志刚²

(1. 大连理工大学 运载工程与力学学部 工程力学系 工业装备结构分析国家重点实验室, 大连 116024;

2. 大连理工大学 运载工程与力学学部 航空航天学院, 大连 116024)

摘要:在热传导分析中,当热流与温度梯度存在时间延迟时,需采用非傅立叶热传导模型进行分析。生物组织具有较强的热松弛时间系数,承受激光、微波及烧烫等作用时,其呈现出较强的非傅立叶行为。本文对脉冲热源作用下生物组织的非傅立叶热传导进行研究,针对强脉冲引起的温度场在空间域的高梯度变化、波阵面的间断行为以及通用传统时域数值方法会带来虚假数值振荡的特点,提出采用所发展的时域间断 Galerkin 有限元法(DG-FEM)进行求解计算。对多种脉冲热源作用下的非傅立叶热传导过程进行数值模拟,通过考量强脉冲作用下温度场分布和热致生物组织损伤行为的影响,表明了本文所发展的 DGFEM 能够有效、准确地描述温度场空间分布和热传导过程以及非傅立叶行为下的生物热损伤更为明显,在生物组织热行为分析中应该受到重视。

关键词:非傅立叶热传导;时域间断 Galerkin 有限元法(DGFEM);脉冲热源;热损伤;生物组织

中图分类号:TK121 **文献标志码:**A **doi:**10.7511/jslx201304014

1 引言

经典傅立叶定律理论认为热流与温度梯度成正比,隐含热量传播速度无限大的假设。当热作用时间在皮秒、飞秒量级时,对于均匀材料,如普通的金属,热流与温度梯度存在时间延迟即存在松弛时间,即出现非傅立叶现象^[1]。对于某些非均匀结构材料,比如多孔-毛细体、生物质材料等,诸多研究^[1,2]表明在脉冲加热过程中,实验可测定该材料的松弛时间量级为 20 s~30 s;即使在室温条件下,这类材料的温度热传导也具备非傅立叶效应。

目前,非傅立叶热传导现象得到了广泛的研究。已经有大量数学模型对这种现象进行描述。如:单相延迟模型、双向延迟模型、微观两步模型及纯声子散射模型^[1]等。

随着激光医学、低温外科、红外热诊技术及肿瘤热疗等技术的发展,组织烧伤、冻伤、烫伤病理以及生物出汗体温调节机制等的认识深入,生物传热模型的构建以及生物组织与各种不同类型热源作

用下的温度场分布、组织损伤数值模拟得到了研究人员的关注^[3-5]。诸如,各类激光热源作用下生物组织光热效应的研究与数值模拟^[6,7],烧伤、烫伤情况下的生物组织传热损伤模拟^[8],肿瘤磁流体热疗数值模拟^[9],以及微波、超声热源作用下的组织传热数值模拟^[10-12]等。从作用时间上,上述热源可大致分为脉冲性热源以及连续性热源。

本文针对脉冲性热源作用下的生物非傅里叶热传导和热损伤行为进行研究。针对热源的间断特征,在时域采用李锡夔^[13]等所发展的 DGFEM 进行模拟。良好的滤去传统数值方法,诸如 Newmark 方法,带来的虚假的数值振荡。

对比考虑非傅立叶效应和经典傅立叶理论对于生物组织带来的热损伤的影响,可以看出考虑非傅立叶效应可导致的生物热损伤行为远超过经典傅立叶模型下的热损伤。因此,在诸如激光医学治疗、组织烧伤以及烫伤病理分析过程中应加以重视。

2 生物组织非傅立叶热传导行为

非傅立叶热传导方程是由波动方程与传热能量守恒方程结合得到的。其中最早由 Cattaneo 和 Vernotte^[1]提出的 CV 波动模型表达式为

$$q + t_r \frac{\partial q}{\partial t} = -k \nabla T \quad (1)$$

式中 q 为热流矢量, t_r 为松弛时间, k 为导热系

收稿日期:2012-05-02;修改稿收到日期:2012-08-30.

基金项目:973 项目(2011CB013705);国家重大专项(2011ZX05026-002-02);创新研究群体研究基金(50921001)资助项目.

作者简介:武文华*(1973-),男,博士,副教授
(E-mail: lxyuhua@dlut.edu.cn);
吴志刚(1971-),男,博士,教授,博士生导师.

数, T 为温度。

生物传热能量守恒模型表达式为^[3]

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = g + \omega_b c_b \rho_b (T_b - T) + g_m - \nabla q_m \quad (2)$$

式中 ρ 为介质密度, c_p 为组织比热, c_b 为血液比热, g 为所施加的外热源, T_b 为血液温度, g_m 为组织新陈代谢热源。

结合式(1,2)得到生物组织双曲型非傅立叶热传导行为控制方程如下^[3]:

$$\tau_r \rho c \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \tau_r \omega_b c_b \rho_b \frac{\partial T}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T}{\partial X^2} + (g + \tau_r \frac{\partial g}{\partial t}) + \omega_b c_b \rho_b (T_b - T) + g_m \quad (3)$$

当 τ_r 为 0 时,即得到经典的 Pennes 生物传热模型^[14]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T}{\partial X^2} + g + \omega_b c_b \rho_b (T_b - T) + g_m \quad (4)$$

不考虑灌注率以及生物代谢热源的影响,式(3)退化为一般的非傅立叶热传导方程^[14]:

$$\tau_r \rho c \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T}{\partial X^2} + (g + \tau_r \frac{\partial g}{\partial t}) \quad (5)$$

3 激光热源时域 DGFEM 简介

DGFEM 是在传统的空间域有限元方法分析基础上,区别于习惯对时域 $(0, T)$ 利用连续差分法求解,在时域同样进行有限元插值离散,且考虑了基本未知数及其时间导数的间断性^[13]。

方程(4)进行空间域有限元离散,得

$$M \ddot{\theta}(\tau) + C \dot{\theta}(\tau) + K \theta(\tau) = Q(\tau), \tau \in (0, T) \quad (6)$$

式中 $M = \tau_r \rho c \int_{\Omega} N^T N d\Omega$, $C = \rho c \int_{\Omega} N^T N d\Omega$

$$K = k \int_{\Omega} \nabla N^T \nabla N d\Omega, Q = \int_{\Omega} N^T Q d\Omega$$

在 $(0, T)$ 的时域进行离散可表示为

$$0 < \tau_1 < \dots < \tau_n < \tau_{n+1} < \dots < \tau_N = T \quad (7)$$

时域离散时允许基本未知函数 θ 与其导数 ν 在离散点处间断。即在时刻 τ_n 的未知函数值表示为

$$\begin{aligned} [[\theta_n]] &= \theta(\tau_n^+) - \theta(\tau_n^-) \\ [[v_n]] &= v(\tau_n^+) - v(\tau_n^-) \end{aligned} \quad (8)$$

在任意时间步 $I_n = (\tau_n, \tau_{n+1})$ 内,对时域基本未知函数 θ 采用三次多项式形函数(Hermite)插值,对时域基本未知函数导数 ν 和激光热源 Q 采用线性插值。

$$\theta(\tau) = \theta_n^+ N_1(\tau) + \theta_{n+1}^- N_2(\tau) + v_n^+ M_1(\tau) + v_{n+1}^- M_2(\tau) \quad (9)$$

$$v(\tau) = v_n^+ \lambda_1 + v_{n+1}^- \lambda_2 \quad (10)$$

$$Q = Q(\tau_n) \lambda_1 + Q(\tau_{n+1}) \lambda_2 = Q_n^e \lambda_1 + Q_{n+1}^e \lambda_2 \quad (11)$$

$$Q_1^e = (\Delta\tau/3) Q_n^e + (\Delta\tau/6) Q_{n+1}^e$$

$$Q_2^e = (\Delta\tau/6) Q_n^e + (\Delta\tau/3) Q_{n+1}^e \quad (12)$$

式中 $\theta_n^+, \theta_{n+1}^-, v_n^+, v_{n+1}^-$ 分别表示 τ_n^+, τ_{n+1}^- 时刻的节点温度值和温度的时间导数。

$$N_1(\tau) = \lambda_1^2(\lambda_1 + 3\lambda_2), N_2(\tau) = \lambda_2^2(\lambda_2 + 3\lambda_1)$$

$$M_1(\tau) = \lambda_1^2 \lambda_2 \Delta\tau, M_2(\tau) = -\lambda_1 \lambda_2^2 \Delta\tau$$

$$\lambda_1 = (\tau_{n+1} - \tau) / \Delta\tau, \lambda_2 = (\tau - \tau_n) / \Delta\tau \quad (13)$$

对温度函数 θ 与其导数 ν 作为独立的变量进行变分,利用式(6,8)并选取控制条件 $\dot{\theta} - \nu = 0$ 构造典型的 DGFEM 的弱形式,表示为

$$\int_{I_n} \delta v^T (M \dot{v} + C v + K \theta - Q) dt + \int_{I_n} \delta \theta^T K (\dot{\theta} - \nu) dt + \delta \theta_n^T K [[\theta_n]] + \delta v_n^T M [[v_n]] \quad (14)$$

把式(9,10)和式(12,13)代入式(14)中,可以进一步转化为解耦的式(15),即为 DGFEM 的基本求解公式。从式中不难发现上述处理方法使得温度向量在时域内间断点处不再间断,而仅保留温度时间导数在时间间断点处存在间断;大大减少了基本未知数的个数,节省了求解时间。

$$\begin{bmatrix} M + \frac{\Delta\tau}{6} C - \frac{\Delta\tau^2}{12} K & \frac{\Delta\tau}{6} C - \frac{\Delta\tau^2}{12} K \\ \frac{\Delta\tau}{2} C + \frac{\Delta\tau^2}{3} K & M + \frac{\Delta\tau}{2} C + \frac{\Delta\tau^2}{6} K \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} v_n \\ v_{n+1} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} Q_1^e - Q_2^e + M v_n^- \\ Q_1^e + Q_2^e + M v_n^- - \Delta\tau K \theta_n^- \end{Bmatrix} \quad (15)$$

$$\theta_{n+1} = \theta_n^- + \frac{1}{2} \Delta\tau (v_n + v_{n+1})$$

式中 $\theta_n = \theta_n^+ = \theta_n^-$ 。

4 算例分析

算例 1 为了验证 DGFEM 能够良好的模拟非傅立叶热传导行为,首先考虑如图 1 所示半无限体在激光热源下的双曲型热传导问题。其激光热源函数取为^[15]

$$g(x, t) = I(t)(1 - R) \mu \exp(-\mu x) \quad (16)$$

式中 $I(t)$ 为激光热源强度, R 为介质表面反射率, μ 为介质吸收系数。



图 1 半无限体一侧受激光作用模型
Fig. 1 Model of semi-infinite body subjected to laser heat source in its left side

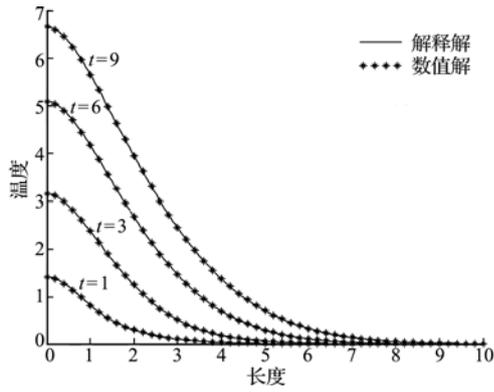


图2 在1 s、3 s、6 s、9 s时刻温度分布
Fig.2 Temperature distributions under 1st type of laser source at 1,3,6,9 s

将热源函数代入式(5),对式(5)进行无量纲处理,表达式为

$$\frac{\partial^2 \theta}{\partial \tau^2} + 2 \frac{\partial \theta}{\partial \tau} = \frac{\partial^2 \theta}{\partial X^2} + 2 \Psi_0 \left(\frac{\partial \eta}{\partial \tau} + 2 \eta \right) \exp(-\beta X) \quad (17)$$

式中 θ 为无量纲温度, τ 为无量纲时间, X 为无量纲长度, Ψ_0 为无量纲内热源系数, η 为无量纲外热源, β 为无量纲热吸收系数。初始条件为

$$\theta(X, 0) = 0 \quad (18a)$$

$$\frac{\partial \theta}{\partial \tau}(X, 0) = 2 \Psi_0 \eta(0) \exp(-\beta X) \quad (18b)$$

假定 $\Psi_0 = 1, \beta = 1$ 。

在计算中,选取一维单元进行分析,单元长度为0.05,单元数为200,节点数为201,时间步长度为0.00075。

取热源函数为常数热源,即 $\eta(\tau) = 1$ 时,求得沿轴方向上在 $t = 1 \text{ s}, 3 \text{ s}, 6 \text{ s}, 9 \text{ s}$ 时温度分布,如图2所示。同时给出 DGFEM 的数值解与解析解的对比。可以看出,所提出的方法具有良好求解精度。

算例2 为了显示 DGFEM 能够良好的捕捉热脉冲波阵面的间断行为,考虑厚度为2 mm的一维皮肤离体组织表面(在烧伤、烫伤情况下)如图3所示,矩阵阶跃脉冲热源作用下温度传播问题。不考虑灌注项与生物组织代谢热源的影响。组织密度为 1.0 g/cm^3 ,比热为 4.2 g/cm^3 ,热导率为0.5,松弛时间为 20 s ^[8]。沿厚度方向将组织离散为200个单元,时间步长为0.3 s,分别采用DGFEM和传统的 Newmark 方法进行模拟。

对比 DGFEM 与 Newmark 方法的计算结果可知,DGFEM 在强间断脉冲热源作用下的热传导数值模拟问题中与 Newmark 方法相比能较好的滤去虚拟的数值振荡。

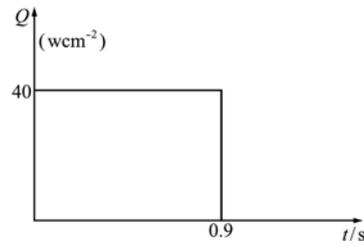


图3 算例2的脉冲热源
Fig.3 Impulse heat source for example 2

算例3 考虑如图5所示二维生物组织有限元模型。在脉冲激光热源作用下的热传导以及组织损伤计算。

激光热源函数选取高斯型热源函数的二维形式为^[6]

$$g(x, y, t) = \mu_a (1 - R) \phi_0 \exp(-0.5 y^2 / \omega_0^2) \exp(-\mu_\tau x) \exp(-4(t - \tau_z)^2 / \tau_z^2) \quad (20)$$

式中 $\phi_0 = (2p / \pi \omega_0^2)$, τ_z 为激光照射时间, R 为介质表面反射率, ω_0 为光束半径, p 为激光功率, μ_a 为组织吸收系数, μ_s 为组织散射系数,组织衰减系数 $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ 。

组织的损伤采用方程热损伤的统计模型 Arrhenius 方程来估算^[6,7,16]。具体形式为

$$\Omega(x, t) = A \int_{t_1}^{t_f} \exp[-(E/RT)] dt$$

式中 R 为普氏气体常数, A 为 Arrhenius 常数, T 为预测点的绝对温度, E 为反应活化能, t_1 为激光辐射初始时间, t_f 为热损伤计算时间。

选取厚度为5 mm的生物组织,组织吸收系数为 0.40 cm^{-1} ,组织散射系数为 10.60 cm^{-1} ,组织密度为 $1.0 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$,组织比热为 $4.187 \text{ J/g} \cdot \text{K}$ ^[7],组织镜面反射率为0.1^[17],热导率为 $62.8 \text{ W/cm} \cdot \text{K}$,血液密度取为 $1.060 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$,组织新陈代谢热源为 $1190 \text{ w} \cdot \text{m}^{-3}$ ^[7],血液比热为 $3.860 \text{ J/g} \cdot \text{K}$,灌注率0.00187,单元尺寸为0.01 cm,时间步为0.02 s,血液温度为 $37 \text{ }^\circ\text{C}$,组织初始温度为 $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 。左、上边界为等温边界。其中激光功率为5 w,辐射时间为5 s,光束半径为2 mm。图6给出松弛时间为16 s情况下在3 s、10 s、20 s时刻温度场的分布。图7给出(0,0)处松弛时间为0.0 s、16 s^[18]、30 s(0.0 s为经典 Pennes 生物传热模型)的温度变化图。从图7可以看出,松弛时间对温度分布具有显著的影响。

图8给出了照射时间为5 s,计算时间为20 s,点(0,0)处损伤在松弛时间分别为0.0 s、16 s、30 s时的随时间的变化图。从图8可以看出,非傅立叶效应在热损伤中起着重要作用。

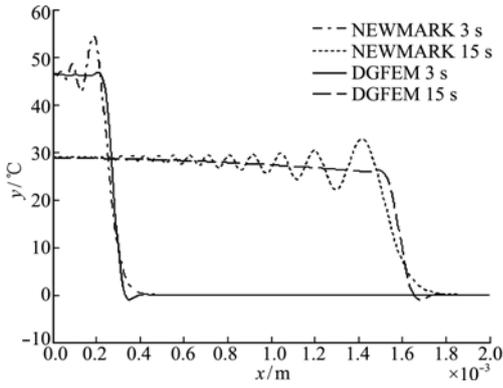


图4 DGFEM与NEWMARK温度分布的比较
Fig. 4 Temperature distributions by DGFEM and Newmark method

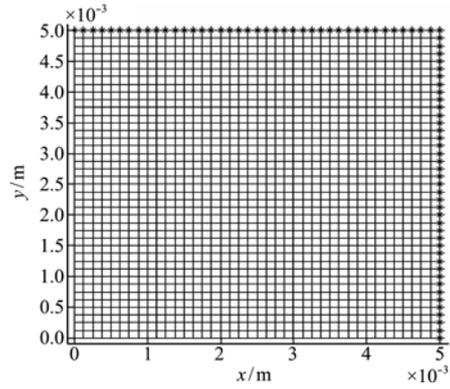


图5 二维生物组织有限元模型
Fig. 5 Finite element model of two dimensional biological tissues

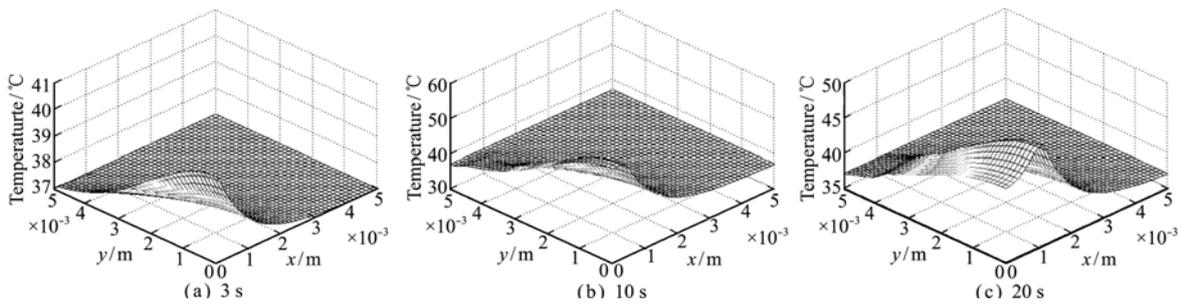


图6 3 s,10 s,20 s时刻温度分布
Fig. 6 Temperature distributions with different time 3 s,10 s,20 s

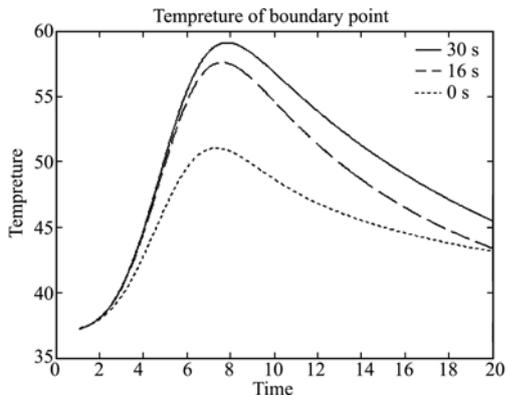


图7 功率5 w辐射时间5 s计算时间20 s激光作用下损伤在松弛时间0.0 s,16 s,30 s时的温度变化
Fig. 7 Temperature distributions with different relaxation time factor 0.0 s,16 s,30 s at time $t=20$ s with laser power 5 w

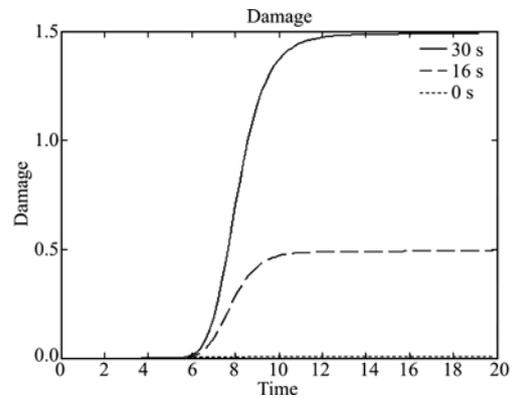


图8 功率5 w照射时间5 s计算时间20 s激光作用下损伤在松弛时间0.0 s,16 s,30 s的数值
Fig. 8 Damage distributions with different relaxation time factor 0.0 s,16 s,30 s at time $t=20$ s with laser power 5 w

上述结果可知,DGFEM能很好的模拟激光作用下生物组织非傅立叶热传导过程;同时,验证了在生物组织热传导模拟过程中,考虑非傅立叶热传导是必要的。

5 结论

本文采用DGFEM对脉冲热源作用下非傅立叶热传导现象、生物组织的热传导损伤效应进行了数值模拟。结果显示DGFEM很好的模拟了脉冲

热源作用下非傅立叶热传导行为。尤其是DGFEM在时域上对时间函数及其导数进行了一阶到三阶的插值,允许时间函数和其导数在时间节点上间断,与Newmark方法相比,较好的捕捉了强间断脉冲热源作用下的双曲型非傅立叶热传导波阵面的间断,因而很好的模拟了强间断脉冲作用下的生物组织双曲型非傅立叶热传导现象。通过对比生物组织在激光脉冲热源作用下的热损伤过程,考虑非傅立叶行为的影响下生物组织热损伤行为更为

明显,应得到充分重视。

参考文献(References):

- [1] 刘 静. 微米/纳米尺度传热学[M]. 北京: 科学出版社, 2001. (LIU Jing. *Micro/Nano Scale Heat Transfer* [M]. Beijing: Science Press, 2001. (in Chinese))
- [2] W Kaminski. Hyperbolic heat conduction equation for materials with a nonhomogenous inner structure [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1990, **112** (3): 555-560.
- [3] Weinbaum S, Jiji L M, Lemons D E. Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on the surface tissue heat transfer (part I) anatomical foundation and model conceptualization [J]. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 1984, **106** (4): 321-330.
- [4] Weinbaum S, Jiji L M, Lemons D E. Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on the surface tissue heat transfer (part II) model formulation and solution [J]. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 1984, **106** (4): 331-341.
- [5] Wulff W. The energy conservation equation for living tissues [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1974, **21** (6): 494-495.
- [6] 李小霞. 激光照射下生物组织热效应的数值模拟与实验研究[D]. 天津大学, 2004. (LI Xiao-xia. Numerical Analysis and Experimental Research on Laser Induced Thermal Effect in Bio-Tissues [D]. Tianjin University, 2004. (in Chinese))
- [7] Zhou J H, Zhang Y W, Chen J K. Non-fourier heat conduction effect on laser-induced thermal damage in biological tissues [J]. *Numerical Heat Transfer*, 2008, **54**: 1-19.
- [8] Liu K C. Thermal propagation analysis for living tissue with surface heating [J]. *International Journal of Thermal Sciences*, 2008, **47** (5): 507-513.
- [9] 于 超, 乐 恺, 张欣欣. 磁流体热疗中热质传递耦合作用研究[J]. 工程热物理学报, 2011, **32** (10): 1741-1744. (YU Chao, YUE Kai, Zhang Xin-xin. Study on the coupling effect of heat and mass transfer magnetic fluid hyperthermia [J]. *Journal of Engineering Thermophysics*, 2011, **32** (10): 1741-1744). (in Chinese))
- [10] Dubinsky T J, Cuevas C, Dighe M K, et al. High-intensity focused ultrasound: current potential and oncologic applications [J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2008, **190** (1): 191-199.
- [11] 朱光明. 生物组织传热及其若干应用研究[D]. 华中科技大学, 2004. (ZHU Guang-ming. Study of Bio-Heat Transfer for Some Practical Applications [D]. Huazhong University of Science and Technology, 2004. (in Chinese))
- [12] 孙 兵, 江国泰, 陆晓峰, 等. 基于红外热成像的微波热疗透热深度 [J]. 强激光与粒子束, 2009, **21** (8): 1194-1198. (SUN Bing, JIANG Guo-tai, LU Xiao-feng, et al. Heat penetration in microwave hyperthermia based on infrared thermography [J]. *High Power Laser and Particle Beams*, 2009, **21** (8): 1194-1198. (in Chinese))
- [13] Wu W H, Li X K. Application of the time discontinuous Galerkin finite element method to heat wave simulation [J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2006, **49** (9-10): 1679-1684.
- [14] Liu J, Chen X, Xu L X. New thermal wave aspects on burn evaluation of skin subjected to instantaneous heating [J]. *IEEE Trans Biomed Engrg*, 1999, **46**: 420-428.
- [15] M Lewandowska. Hyperbolic heat conduction in the semi-infinite body with a time dependent laser heat source [J]. *Heat and Mass Transfer*, 2001, **7**: 333-342.
- [16] 杨洪钦, 陈建玲, 王瑜华, 等. 激光辐照生物组织傅立叶与非傅立叶热传导效应 [J]. 中国激光, 2009, **36** (10): 2582-2586. (YANG Hong-qin, CHEN Jian-ling, WANG Yu-hua, et al. Fourier and non-fourier heat conduction effects in biological tissue under laser irradiation [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2009, **36** (10): 2582-2586. (in Chinese))
- [17] 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.
- [18] K Mitra, S Kumar, A Vedavarz, et al. Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat [J]. *ASME J Heat transfer*, 1995, **117**: 568-573.

(下转第 553 页)

Finite element analysis on transversal frame-effect of prestressed concrete box-girder bridge

ZHONG Xin-gu, SHU Xiao-juan*, ZHANG Hao-yu

(Department of Civil Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, China)

Abstract: The problem of longitudinal cracking for the top slab of prestressed concrete box-girder bridge is studied by finite element method. Taking the rotational displacement at the corner of top slab and web as the basic unknown quantity, and based on the longitudinal one-dimension element of box-girder, the element stiffness matrix and corresponding equivalent nodal forces for the analysis of transversal frame-effect of box-girder were developed on the basis of minimum potential energy principle. The comparative calculation indicates that the results of the finite element method are in good accordance with those of theoretical analysis. Analysis of an practical bridge indicates that a relatively conservative result at the corner can be obtained by the method proposed in Chinese current bridge design code, while for that at the middle of the top slab, the result is relatively unsafe. Hence the top slab might crack longitudinally with the inadequacy consideration of the transversal frame-effect. The method proposed in this paper is conceptually simple and calculates fast, which can make up the inadequacy of current business software. Hence it is valuable for reference and extension in engineering design.

Key words: concrete box-girder; transverse framing; finite element

(上接第 542 页)

Numerical analysis for non-Fourier thermal behavior of biological tissue by time discontinuous Galerkin finite element method

GUO Pan¹, WU Wen-hua*¹, WU Zhi-gang²

(1. State Key Laboratory of Structural Analysis for Industrial Equipment, Department of Engineering Mechanics, Faculty of Vehicle Engineering and Mechanics, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China;

2. School of Aeronautics and Astronautics, Faculty of Vehicle Engineering and Mechanics, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China)

Abstract: Non-Fourier theory needs to be taken into account for the reason of time delay behavior existing between heat flux vector and temperature gradient. Biological tissue behaves the strong non-Fourier affection and possess the large time relax parameter when bearing the laser, microwave, burn, injury etc. The present paper performs the research work, focused on the the high gradient in spatial domain, seizing the discontinuous of wave front and the spurious numerical oscillations of the general traditional method, for non-Fourier thermal behavior of biological tissue by using time discontinuous Galerkin finite element method (DGFEM). Simulation of non-Fourier heat conduction under different impulse thermal sources is carried out. Observing the simulated results, it is indicated that the DGFEM is effective and accurate for the simulation of temperature field and heat conduction, non-Fourier effect is necessary when considering the tissue heat conduction and heat damage problems with impulse thermal sources. Special attention should be paid for thermal behavior of biological tissue.

Key words: non-Fourier effect; discontinuous Galerkin finite element method in time domain; laser heat source; impulse damage; Biological tissue