

文章编号: 0258-7025(2002)05-0465-06

激光与生物组织热相互作用的多层结构模型

李和杰¹, 张学学¹, 刘 静²

(¹ 清华大学热能工程系, 北京 100084; ² 中国科学院理化技术研究所低温中心, 北京 100080)

摘要 考虑生物组织的热物性非均匀性, 建立激光与生物组织热相互作用的多层结构模型, 探讨无相变时生物组织中的热量传递规律。通过 Laplace 变换得出两层结构模型中组织温度分布的精确解, 考察生物组织表面的温度变化规律, 由此预测组织达到气化所需的时间和热损伤区域的大小。研究表明, 组织热物性非均匀性考虑与否所引起的温度预测结果有明显差异。

关键词 激光医学, 生物组织, 热相互作用, 传热, 非均匀热物性, 多层结构模型, 有效热导率

中图分类号 Q 631 文献标识码 A

Heat Transfer Analysis on Laser-tissue Thermal Interaction Using Heterogeneous Model

LI He-jie¹, ZHANG Xue-xue¹, LIU Jing²

¹Department of Thermal Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084
²Cryogenic Laboratory, P. O. Box 2711, The Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080

Abstract Considering the heterogeneous thermal properties of living tissues, a multilayer heat transfer model for laser-tissue thermal interaction is presented in this paper. A closed form analytical solution to the temperature transients within two tissue layers is obtained using the Laplace integral transform method. Heat transfer behaviors inside the tissues before evaporation were investigated. The critical time required to vaporize the surface tissue and the thermal damage depth are numerically predicted. Study shows that there is evident difference in temperature predictions between the uniform model and the heterogeneous one.

Key words laser medicine, biotissue, thermal interaction, heat transfer, heterogeneous thermal properties, multilayer model, apparent conductivity

1 引言

当把激光作用于生物组织时, 由于生物组织结构的多样性与激光参数的不同, 所产生的效果也多种多样。以生物组织局部温度的升高为最重要特征的激光与生物组织的热相互作用就是其中之一, 包括使生物组织产生凝结、气化、碳化及熔融等热效应^[1]。在已有关于激光对生物组织的热作用机理的探讨中, 大都将生物组织简化为均匀介质^[2~4], 即具有不随组织部位改变的热物性。然而, 作为物质进化

的最高形式, 生物组织结构异常复杂, 很难看成均匀介质^[5]。在激光的一些医学应用中, 尤其是将激光应用于眼科、皮肤科以及神经外科^[1]时, 要求手术具有更高精度并且引起的损伤区域达到最小, 生物组织多层解剖结构导致的非均匀光学特性和热物性必须加以考虑。图 1 为人体皮肤的剖面示意图^[6], 包括角质层(平均厚约 $\delta = 10 \mu\text{m}$)、表皮(平均厚约 $\delta = 100 \mu\text{m}$)、真皮(平均厚约 $\delta = 3 \text{mm}$), 各层的光学特性^[7]和热物性相差较大。当作用激光强度较小时, 生物组织中的热传导有相当重要的作用, 因而在理论分析

收稿日期: 2001-03-12; 收到修改稿日期: 2001-05-14

基金项目: 国家自然科学基金及清华大学机械工程学院基础研究基金资助、中国科学院百人计划合作项目。

作者简介: 李和杰(1979—), 男, 清华大学热能工程系在读硕士, 主要从事激光与生物组织热相互作用, 生物传热机理及活体组织物性测量等研究。E-mail: lihejie00@mails.tsinghua.edu.cn

及定量计算中均需考虑生物组织热物性的不均匀性。同时,组织在未达到气化所需的温度之前,不会发生大量消耗能量的过程,这时,激光的热作用将深入到组织内部(可达毫米甚至厘米量级^[2]),所有被组织吸收的激光能量将全部用于升高生物组织的温度。

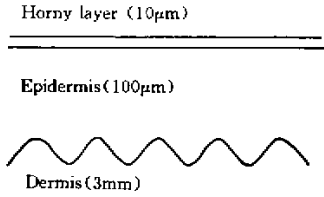


图 1 人体皮肤剖面示意图

Fig. 1 Diagrammatic cross-section of human skin

为考察生物组织的热物性非均匀性对激光热作用的影响,本文将组织简化为具有不同热物性的一维多层结构,并给出两层模型情况下温度分布的精确解,其可用于估算生物组织表面的温度变化规律,从而预测组织达到气化所需的时间和组织中的热损伤深度。研究表明,生物组织热物性的非均匀性考虑与否会对预测结果带来明显差异,这对于高精度激光手术的开展具有积极的参考价值。

2 理论模型

激光与生物组织的热相互作用中,入射激光能量经生物组织吸收后转化为使组织温度升高的热量,并在组织内以热传导的形式传递到激光照射部位周围组织。设入射激光强度为 I_0 (W/m^2),其中部分能量被组织反射,被组织吸收的部分为 $I_0\alpha_1$ (α_1 为第一层组织对应于激光入射波长的吸收率)。实验表明,在红外波长范围内,激光在极薄的一层生物组织中就被吸收,例如在 $2.94 \mu m$ 的激光入射波长下组织的吸收长度仅为 $0.8 \mu m$ ^[1]。

一般情况下,激光垂直作用于生物组织,以减少组织对入射激光能量的反射。设沿光轴(即垂直于生物组织表面)为 x 方向, $x=0$ 为组织表面;而 $x=\delta_1$ 为两层组织的分界面。假设:

1) 考虑多层热物性不同的生物组织的一维导热问题;

2) 因组织温度较低,忽略热辐射引起的能量损

失^[1,2];

3) 因组织表面与周围空气间的对流换热和蒸发换热相对于激光热作用影响很小^[2], $x=0$ 处边界条件不计对流换热及蒸发换热损失;

4) 采用 Arkin 等^[5]提出的将热导率和血液灌注率合为有效热导率项的方法来简化计算;

5) 生物组织的热物性参数(密度、比热、热导率及血液灌注率)不随温度变化。

将著名的 Pennes 生物传热方程^[5]应用于生物活体组织

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot \lambda \nabla T + \omega_b \rho_b c_b (T_a - T) + q_m \quad (1)$$

其中, ρ, c 和 λ 分别为组织的密度、比热及热导率; ρ_b, c_b 分别为血液的密度和比热; ω_b ($ml/s/ml$) 为血液灌注率; T_a, T 分别为动脉血液温度及组织温度; q_m 为组织的代谢产热。根据上述假设,并忽略组织代谢产热,则方程(1)可简化为^[8]

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda_{eff} \nabla^2 T \quad (2)$$

其中, λ_{eff} 为组织的有效热导率。对于血液灌注率可忽略的情形,方程中取 $\lambda_{eff} = \lambda$ 。

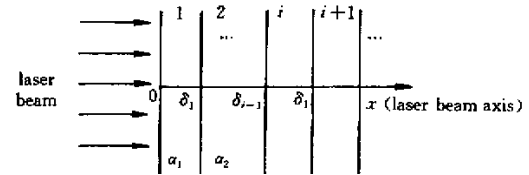


图 2 激光与生物组织相互作用的多层结构模型

Fig. 2 Multilayer model for laser-tissue thermal interaction

设共有 n 层生物组织,如图 2 所示,对第 i ($1 \leq i \leq n$) 层生物组织

$$\frac{\partial \theta_i}{\partial t} = a_i \frac{\partial^2 \theta_i}{\partial x^2}, t > 0, \delta_{i-1} \leq x \leq \delta_i \quad (3)$$

其中, $\theta_i(x, t) = T_i(x, t) - T_i(x, 0)$ 为第 i 层组织的过剩温度, $T_i(x, 0)$ 为第 i 层组织在激光作用前处于热平衡状态下的初始温度分布; $a_i = \lambda_{eff,i}/(\rho c)_i$ 为第 i 层组织的热扩散率, $\lambda_{eff,i}$ 为第 i 层组织的有效热导率。

方程(3)的初始条件为

$$\theta_i(x, 0) = 0, \delta_{i-1} \leq x \leq \delta_i \quad (4)$$

其中 $\delta_0 = 0, \delta_n \rightarrow \infty$ 。

$x=0$ 处边界条件为

$$-\lambda_{eff,1} \frac{\partial \theta_1}{\partial x} = I_0 \alpha_1 \quad (5)$$

$x = \delta_i$ 处边界条件为

$$\theta_i(\delta_i, t) = \theta_{i+1}(\delta_i, t) \quad (6)$$

$$-\lambda_{\text{eff},i} \frac{\partial \theta_i(\delta_i, t)}{\partial x} = -\lambda_{\text{eff},i+1} \frac{\partial \theta_{i+1}(\delta_i, t)}{\partial x} \quad (7)$$

对于第 n 层组织,通常可给定为无限远处(即体核)条件

$$\theta_n(\infty, t) = 0 \quad (8)$$

方程(3)与初始条件(4),边界条件(5)~(8)构成了一个封闭的方程组,完整地描述了激光热作用下的多层生物组织结构传热模型。采用类似其他纯导热问题的处理方法^[9,10],可通过数值求解得到组织内温度场的分布。

对于实际中可能更为常用的两层生物组织模型,利用文献[10]给出的方法可得其精确解。为简化起见,设入射激光强度为常数,且在一定的温度范围内, α_1 认为是常数。采用 Laplace 变换法求解该问题。结合初始条件(4),可得

$$\theta_1(x, t) = \frac{I_0 \alpha_1}{\lambda_{\text{eff},1} n=0} \sum B^{n+1} \left\{ \sqrt{4a_1 t / \pi} \exp \left\{ -\frac{[2\delta_1(1+n) - x]^2}{4a_1 t} \right\} - [2\delta_1(1+n) - x] \operatorname{erfc} \frac{2\delta_1(1+n) - x}{\sqrt{4a_1 t}} \right\} + \frac{I_0 \alpha_1}{\lambda_{\text{eff},1} n=0} \sum B^n \left\{ \sqrt{4a_1 t / \pi} \exp \left[-\frac{(2n\delta_1 + x)^2}{4a_1 t} \right] - (2n\delta_1 + x) \operatorname{erfc} \frac{(2n\delta_1 + x)}{\sqrt{4a_1 t}} \right\} \quad (15)$$

$$\theta_2(x, t) = \frac{2I_0 \alpha_1}{\lambda_{\text{eff},1}(1+\epsilon)} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \left\{ \sqrt{4a_1 t / \pi} \exp \left[-\frac{[(x - \delta_1) \sqrt{a_1/a_2} + (2n+1)a_1]^2}{4a_1 t} \right] - [(x - \delta_1) \sqrt{a_1/a_2} + (2n+1)\delta_1] \operatorname{erfc} \left[\frac{[(x - \delta_1) \sqrt{a_1/a_2} + (2n+1)\delta_1]}{\sqrt{4a_1 t}} \right] \right\} \quad (16)$$

其中,

$$\epsilon = \frac{\lambda_{\text{eff},2} \sqrt{s/a_2}}{\lambda_{\text{eff},1} \sqrt{s/a_1}} = \frac{\lambda_{\text{eff},2} \sqrt{a_1}}{\lambda_{\text{eff},1} \sqrt{a_2}} = \frac{\sqrt{\lambda_{\text{eff},2} \rho_2 c_2}}{\sqrt{\lambda_{\text{eff},1} \rho_1 c_1}} \quad (17)$$

$$B = \frac{1 - \epsilon}{1 + \epsilon}, B < 1 \quad (18)$$

生物组织表面的过剩温度可由式(15)中代入 $x = 0$ 得到

$$\theta_1(0, t) = \frac{I_0 \alpha_1}{\lambda_{\text{eff},1} n=0} \sum B^{n+1} \left\{ \sqrt{4a_1 t / \pi} \exp \left[-\frac{[2\delta_1(1+n)]^2}{4a_1 t} \right] - [2\delta_1(1+n)] \operatorname{erfc} \frac{2\delta_1(1+n)}{\sqrt{4a_1 t}} \right\} + \frac{I_0 \alpha_1}{\lambda_{\text{eff},1} n=0} \sum B^n \left\{ \sqrt{4a_1 t / \pi} \exp \left[-\frac{(2n\delta_1)^2}{4a_1 t} \right] - (2n\delta_1) \operatorname{erfc} \frac{2n\delta_1}{\sqrt{4a_1 t}} \right\} \quad (19)$$

由(17)~(19)式可计算生物组织表面开始气化(或变性)所需要的临界时间 t_m ,以及在一定时间内组织热损伤区域的大小。

3 结果与讨论

作为算例,计算激光应用于皮肤外科时的传热规律。将表皮层作为一层组织,而表皮层内部为第二

$$\frac{d^2 \theta_1(x, s)}{dx^2} - \frac{s}{a_1} \theta_1(x, s) = 0 \quad (9)$$

$$\frac{d^2 \theta_2(x, s)}{dx^2} - \frac{s}{a_2} \theta_2(x, s) = 0 \quad (10)$$

式中, $\theta_1(x, s)$, $\theta_2(x, s)$ 分别为第一和第二层生物组织过剩温度 $\theta_1(x, s)$, $\theta_2(x, s)$ 的 Laplace 变换。

同时,对应于两层结构的边界条件(5)~(8)的 Laplace 变换形式分别为

$$-\lambda_{\text{eff},1} \frac{\partial \theta_1(0, s)}{\partial x} = \frac{I_0 \alpha_1}{s} \quad (11)$$

$$\theta_1(\delta_1, s) = \theta_2(\delta_1, s) \quad (12)$$

$$-\lambda_{\text{eff},1} \frac{\partial \theta_1(\delta_1, s)}{\partial x} = -\lambda_{\text{eff},2} \frac{\partial \theta_2(\delta_1, s)}{\partial x} \quad (13)$$

$$\theta_2(\infty, s) = 0 \quad (14)$$

根据式(9)~(14),采用与文献[10]相同的方法可确定问题的解析解,即式(15)和(16)

层组织。取实际气化时采用的激光热流密度^[2]及皮肤的吸收率为: $I_1 \alpha_1 = 1.5 \times 10^5 \text{ W/m}^2$;表皮层厚度为 $d = 0.1 \text{ mm}$,因表皮处血液流动较少,可忽略血液灌注率,由文献[5]取其热导率为 $\lambda_1 = 0.4 \text{ W/(m} \cdot \text{K)}$,热扩散率 $a_1 = 1.2 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$;考虑血液灌注率的影响,内部组织的有效热导率和热扩散率分别取为 $\lambda_{\text{eff},2} = 0.9 \text{ W/(m} \cdot \text{K)}$, $a_2 = 1.8 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$

s。

3.1 确定生物组织内部温度随时间和深度的变化

根据式(15)和(16),可计算出不同时刻与不同组织深度的温度值 $\theta(x, t)$ 。图3为时刻 $t_1 = 10 \text{ ms}$ 与 $t_2 = 200 \text{ ms}$ 时组织内的过余温度分布曲线。为对比起见,图中还给出当组织物性均匀(均为第一层或均为第二层组织的热物性参数)且在同样激光作用下的组织内过余温度分布曲线。其中, $t_1 = 10 \text{ ms}$ 时组织物性均匀且为第一层组织参数时的过余温度分布与两层结构模型结果在图中显示为重合。

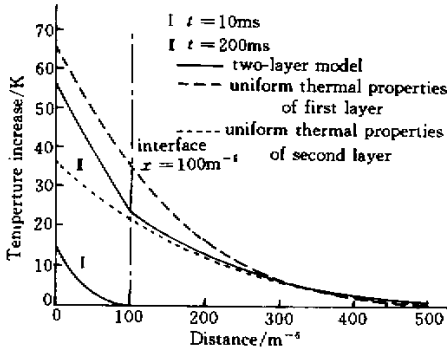


图3 $t_1 = 10 \text{ ms}$ 与 $t_2 = 200 \text{ ms}$ 时生物组织内的过余温度分布

Fig. 3 Temperature increase profile within tissue at two different exposure times; $t_1 = 10 \text{ ms}$ and $t_2 = 200 \text{ ms}$

由图3可见,在激光作用于生物组织的初始阶段(本例中 $t \leq 10 \text{ ms}$),第一层和第二层生物组织的分界面处过余温度几乎不变。此时,影响热量传递的主要是第一层生物组织,计算结果与直接采用第一层生物物性、一维半无限大物体均匀模型的计算结果几乎完全相同。这可从影响热量传递的区域直接得到解释。此后,第二层生物组织对热量传递的影响逐渐增加,到组织表面接近气化温度(约为 $100 \text{ C}^{[1]}$)时,可明显看出两层结构模型与物性均匀条件下组织过余温度分布的差别:

1) 在生物组织表面处,采用第一层参数均匀模型预测温度比两层模型高出 9.2 C ,而采用第二层参数则比两层模型低 20.7 C ;

2) 同样的比较,两层组织界面处的温度差别分别为 11.5 C 与 2.3 C 。

由此可见,生物组织热物性对激光与组织热相互作用的影响很大。第一层组织热导率与热扩散系数较低,吸收激光能量不能很快传递到内部深层组织,导致表皮组织温度的迅速升高;而第二层组织热

扩散能力较第一层组织强,热量可较快传递到深层组织,因此表皮组织温度升高较慢。相比于实际情形,完全采用第一层参数估算结果偏高,而完全采用第二层组织参数则偏低,非均匀热物性的影响必须考虑。

3.2 确定生物组织表面开始气化的时间

根据式(19)可计算激光作用中心处生物组织表面过余温度随时间的变化规律,如图4所示。设生物组织在 100 C 时开始气化,且设组织表面初始温度为 34 C ,则气化时表面的过余温度为 $\theta(0, t) = 100 \text{ C} - 34 \text{ C} = 66 \text{ C}$ 。计算表明,在 $t_{\text{two-layer}} = 310 \text{ ms}$ 时组织将开始气化(见图4中箭头指向)。图4中同时示出采用均匀参数时组织表面的温度响应,采用第一层组织参数时组织的气化时刻为 $t_{\text{uniform,1}} = 205 \text{ ms}$;而采用第二层组织参数计算时达 $t_{\text{uniform,2}} = 680 \text{ ms}$ 。可见,由两个不同的模型预测出的气化时间相差很大,采用第一层组织参数时差别为 $\Delta t_1 = 105 \text{ ms}$,占实际气化前激光总辐照时间的 33.9% ;采用第二层组织参数时差别达 $\Delta t_2 = 370 \text{ ms}$,已超过实际气化开始时间的一倍以上。在激光的临床医学应用中,组织表面开始气化的时间是极其重要的参数。上述算例表明,将组织作为均匀物性处理引起的差别不容忽视,必须采用多层结构模型处理。

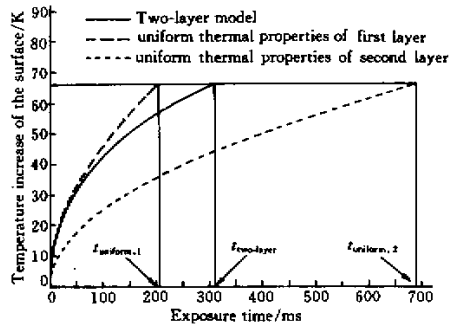


图4 激光作用中心处生物组织表面过余温度随时间的变化

Fig. 4 Transient surface temperature increase

3.3 确定生物组织内热损伤区域

激光作用于生物组织时,随组织达到温度的不同,有体温过高、凝结及生物组织膜穿透,之后是气化、碳化和熔融^[1]。在组织发生气化之前,有一部分组织温度达到 60 C 以上,蛋白质和胶原蛋白将产生变性,导致组织不可逆的热损伤。根据组织内过余温

度 $\theta(x, t)$ 随时间的变化规律,可确定不同时刻组织热损伤的区域。由图 3 可知,根据两层结构模型可以看出, $t = 200$ ms 时热损伤区域约到达 $x = 90 \mu\text{m}$, 还未超过第一层组织的范围;但当采用均匀物性(且为第一层生物组织物性参数)时,其损伤区域已达到 $x = 140 \mu\text{m}$, 到达第二层组织。因此,后者对热损伤区域的预测结果偏大。实际上,按非均匀模型预测结果,当 $t = 300$ ms, 即组织表面将要气化时,热损伤深度才达到 $x = 140 \mu\text{m}$ 。图 5 示出了不同时刻的热损伤区域情况,图中粗实线为不同时刻的热损伤边界。

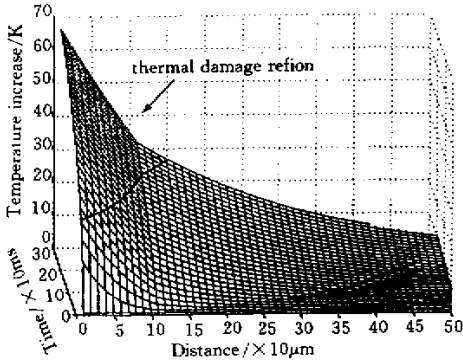


图 5 组织过余温度随辐照时间与组织深度的变化

Fig. 5 Temperature increase as a function of exposure time and depth

3.4 不同激光强度的影响

为进一步考察组织非均匀热物性对激光与生物组织热相互作用的影响,分别采用两层结构模型与均匀热物性模型计算在不同入射激光强度下组织表面开始气化的时间,结果如图 6 所示。其中实线代表由前者预测的组织开始气化时间;而虚线则为采用后者预测的结果(分别采用第一层与第二层生物组织的热物性参数)。由图可见,采用两层结构模型的预测结果界于采用不同均匀物性模型的两条曲线之间。当入射激光强度较小时,采用两层结构模型结果与采用第二层组织物性下均匀模型计算结果非常接近;随着激光强度的增加,两者差别越来越大,而逐渐靠近采用第一层组织物性下的均匀模型计算结果,直到完全重合(图中激光强度达到 $I_1\alpha_1 = 4 \times 10^5 \text{ W/m}^2$ 之后)。其原因为,生物组织相对于一般材料具有很低的热导率与热扩散率,热弛豫时间较大。当激光强度足够时,表面温度已达气化所需温度,而内部两层组织分界面处温度仍无多大变化,第二层组

织对传热的贡献不大。这恰恰可以作为简化计算的一种依据。

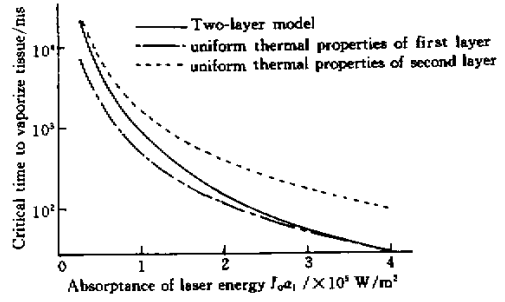


图 6 不同激光强度下组织开始气化的时间

Fig. 6 Critical time to vaporize tissue at different laser intensities

4 模型简化

处理式(15),(16)及(19)中的无穷级数时,设定前后两次计算的温度偏差,当其小于一足够小数 ϵ (本文取 $\epsilon = 10^{-6}$)时,即停止计算。式中误差补函数 erfc 直接调用 Matlab 子函数。

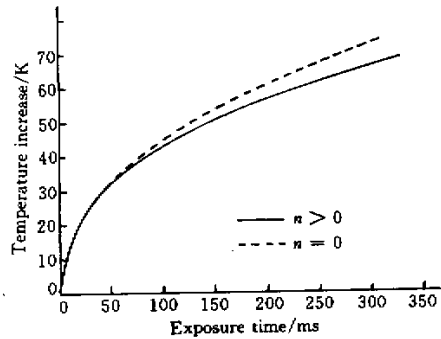


图 7 计算所取项数对组织表面温度估算的影响

Fig. 7 Effect of calculation items on the surface temperature increase

计算发现,在采用式(19)计算生物组织表面过余温度 $\theta(0, t)$ 时,无穷级数的计算项数只要取 $n > 0$ 就能得到需要的精度,如图 7 所示。图中 $n > 0$ 表示计算时采取的项数大于 1,而 $n = 0$ 表示取第一项。在激光作用于生物组织的开始阶段,两者差别极小。这表明,采用 $n = 0$ 即级数的第一项即可近似估算早期组织表面的过余温度,这在临床应用上是有利的,此时,式(19)可简化为

$$\theta_1(0,t) = \frac{q_0 A_1}{\lambda_1} B \left[\sqrt{4\alpha_1 t / \pi} \exp\left(-\frac{d^2}{\alpha_1 t}\right) - 2d \times \operatorname{erfc} \frac{nd}{\sqrt{\alpha_1 t}} \right] \quad (20)$$

经过一定时间的作用后,组织表面过余温度呈线性上升趋势,直到组织开始气化、发生相变从而改变变化趋势^[2]。

5 结 论

本文考虑生物组织非均匀特性,建立激光与生物组织热相互作用的多层传热模型,探讨在无相变(气化)情形下的温度变化规律:

1) 采用将热导率与组织的血液灌注率合为有效热导率项的方法,建立描述组织内热量传递的完整方程组,为定量求解提供方便;

2) 通过 Laplace 变换,求解得到两层生物组织内过余温度随时间变化的精确解;

3) 由精确解得出组织表面过余温度的变化规律,取决于入射激光的强度及组织的光学参数(对入射波长的吸收系数)和热物性参数(热导率和热扩散率)。计算表明,采用多层结构与均匀物性模型时得到的温度预测结果存在明显差别,而前者更接近于实际;

4) 由精确解可估算组织开始气化的时间,以及组织热损伤区域的大小。采用多层结构可精细预测组织开始气化的时间及组织热损伤深度;

5) 从实用性出发,得出近似预测组织表面温度变化的简化公式。

参 考 文 献

- 1 Markolf H. Niemz. Translated by Zhang Zhenxi *et al.*. Laser-tissue Interactions [M]. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 1999. 45~67 (in Chinese)
- 2 G. L. LeCarpentier, M. Motamedi, L. P. McMath *et al.*. Continuous wave laser ablation of tissue; analysis of thermal and mechanical events [J]. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 1993, **40**(2): 188~199
- 3 Li Zhongming. Theoretical analysis of temperature elevation in tissue during laser irradiation [J]. *Journal of Optoelectronics · Lasers* (光电子·激光), 2000, **11**(4): 431~433 (in Chinese)
- 4 A. J. Welch, M. Motamedi, S. Rastegar *et al.*. Laser thermal ablation [J]. *Photochemistry and Photobiology*, 1991, **53**(6):815~823
- 5 Liu Jing, Wang Cuncheng. Bioheat Transfer [M]. Beijing: Science Press, 1996. 1~25 (in Chinese)
- 6 L. T. Norvang, T. E. Milner, J. S. Nelson *et al.*. Skin pigmentation characterized by visible reflectance measurements [J]. *Lasers in Medical Science*, 1997, **12**:99~112
- 7 R. Graaff, A. C. M. Dassel, M. H. Koelink *et al.*. Optical properties of human dermis *in vitro* and *in vivo* [J]. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4):435~447
- 8 Liu Jing, Zhang Xuexue, Lu Wengqiang *et al.*. Investigation on temperature evolution in tumor hyperthermia under intervenient thermal probe heating [J]. *Journal of Tsinghua University (Sci. & Tech.)* (清华大学学报(自然科学版)), 1998, **38**(7):86~89 (in Chinese)
- 9 G. Chen. Size and interface effects on thermal conductivity of superlattices and periodic thin-film structures [J]. *ASME Journal of Heat Transfer*, 1997, **119**:220~229
- 10 M. K. El-Adawi, M. A. Abd El-Naby, S. A. Shalaby. Laser heating of a slab having temperature dependent surface absorptance [J]. *Vacuum*, 1994, **45**(1):65~70