

文章编号: 0258-7025(2005)01-0139-06

强激光对组织热损伤过程的数值模拟 与实验研究

周静伟¹, 徐旭¹, 尹招琴¹, 李希靖¹, 赵力²

(¹ 中国计量学院计量技术工程学院, 浙江 杭州 310018; ² 浙江医院病理科, 浙江 杭州 310013)

摘要 强激光作用于生物组织时会产生气化、碳化和熔融等相变热效应, 并对组织造成热损伤, 据此提出了包含碳化层和生物组织层双层结构、具有两个相间移动边界的激光与生物组织热相互作用数学模型。对数学模型进行了数值求解, 得出了组织内部的温度分布, 相间边界的温度, 相间边界移动速度及碳化层厚度等参数的变化规律, 并探讨了它们与激光强度之间的相互关系等问题。数值模拟表明, 该光热作用过程分为两个不同阶段: 起初的非稳态阶段以及紧接着的准稳态阶段, 此时相间边界温度、相间边界移动速度以及碳化层的厚度均为与时间无关的常数。进行了激光生物组织热损伤实验, 实验结果与数值模拟结果进行了比较和分析。结果表明, 热损伤区大小、碳化层厚度等模拟值能与实验值较好地相符。

关键词 医用光学与生物技术; 激光与组织热相互作用; 数值模拟; 热损伤; 生物传热

中图分类号 R 318.51; TK 124 **文献标识码** A

Numerical Simulation and Experimental Study on Thermal Damage Process in Tissue during High-Intensity Laser Irradiation

ZHOU Jing-wei¹, XU Xu¹, YIN Zhao-qin¹, LI Xi-jing¹, ZHAO Li²

(¹College of Metrological Technology & Engineering, China Jiliang University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China)
²Division of Pathology, Zhejiang Hospital, Hangzhou, Zhejiang 310013, China)

Abstract Various phase-changing thermal effects, i. e. evaporation, carbonization and melting, occur sequentially in the biological tissue irradiated by high-intensity laser. According to this practical thermal effect, a new heat transfer model for laser-tissue thermal interaction is proposed. In the model two heterogeneous tissues, i. e. carbonization layer and bio-tissue layer, are considered and two different phase-changing interfaces are introduced. Some parameters such as the temperature and moving velocity on the interfaces as well as the carbonization depth are obtained by numerical solution. The relationship between these parameters and the laser power density is studied. Numerical simulation shows that the laser-tissue thermal interaction model has two stages: the initial non-steady stage and the succeeding quasi-steady stage with the characteristic of constant parameters such as interface temperature, interface moving rate and carbonization zone etc. Some laser-tissue thermal damage experimental results are presented and discussed by contrast with the mathematical simulation results. The predicted carbonized depth and thermal damage depth coincide well with experimental observations.

Key words medical optics and biotechnology; laser-tissue thermal interaction; numerical simulation; thermal damage; bio-heat transfer

收稿日期: 2003-09-04; **收到修改稿日期**: 2004-06-28

基金项目: 浙江省自然科学基金(502128)和浙江省教育厅科技项目(20020685)资助课题。

作者简介: 周静伟(1966—), 男, 浙江浦江人, 中国计量学院计量技术工程学院副教授, 博士, 主要从事生物热物理、传热反问题等研究。E-mail: jw.zhou@cjl.u.edu.cn

1 引 言

当激光作用于生物组织时,根据激光的波长、照射时间、功率密度等参数的不同会产生不同机理的相互作用^[1]。生物组织吸收激光能量后,将光能转变为热能,从而导致组织温度升高,使蛋白质或酶变性和失活,这个过程称为光热作用,它是激光生物效应的主要形式之一。根据组织所达到的温度的持续时间和峰值,光热作用效应可分为凝结、气化、碳化和熔融(烧蚀)四种^[1,2]。组织温度达到 60~100℃ 时,数秒钟内就可使蛋白质凝固坏死,温度升到 100℃ 以上时出现组织气化,温度升高到 300℃ 左右时出现组织碳化,继续升至 530℃ 以上时,甚至可见组织燃烧的火光。只要激光的功率密度及辐射时间达到一定值,就会出现上述的各种热效应。由此可见,激光与生物组织相互作用的机理非常复杂,是一个多学科相互交叉的难题。

所有的光热作用中温度是一个决定性的参数,研究各种条件下组织中的温度分布以及组织体的热响应是研究激光与组织热相互作用的核心问题。在以往的一些激光与生物组织热相互作用传热模型研究中,一般均不考虑组织气化相变的情况^[3~6]。而在较高功率密度的激光作用下,产生相变其实是必然现象,如在激光外科手术中,就是要利用组织的气化烧蚀达到组织切割的目的。本文给出了一个强激光持续作用下生物组织产生热损伤的传热分析模型。对模型进行数值求解,得到了一些重要信息。文中还给出了离体动物组织激光热损伤实验的一些结果,并与理论计算值进行了比较与分析研究。

2 热损伤过程的数学模型

强激光辐射组织时可产生各种热效应,因此可得出以下的物理模型:生物组织吸收激光能量后温度不断升高,组织相继发生凝结、气化、碳化等热效应,温度升到一定值,发生热致熔融。这时激光继续作用,组织中的体液被不断加热蒸发,所形成的蒸气沿着碳化区的碳骨骼不断逸出,碳骨骼的外表面被不断烧蚀,同时气化区和热损伤区域也不断向组织内部推进,因而组织表面之下形成厚度为 δ_1 的碳化层和厚度为 δ_2 的热致组织损伤层,再接下去是未受损伤的原始组织(包括温度偏高但尚不足以产生不可逆损伤的区域),通常所说的热损伤区域的大小 H 即为 δ_1 和 δ_2 之和。由此可见,该物理模型中存在两个移动的相间边界:环境空气与碳化层表面之间

的第一个相间边界以及碳化层与生物组织之间的第二个相间边界。由此物理模型并参考 Vasiliev 等^[7]的建模思想可得出双层结构的传热数学模型:表层为以碳化后形成的碳骨骼为主,并流动着水蒸气的非均质多孔介质;气化边界以内仍为生物组织。对于离体的生物组织,Pennes 生物传热方程将变成一般的导热方程,这是因为在此种情况下代谢热源项与血流量项均等于零;并假设碳化层的黑度接近于 1,因而辐射不会穿透到生物组织的深层中去,故可得出以下光热作用控制方程

$$\rho_1 c_1 \frac{\partial T(x, \tau)}{\partial \tau} = \lambda_1 \frac{\partial^2 T(x, \tau)}{\partial x^2}, \quad X_1 < x < X_2 \quad (1)$$

$$\rho_2 c_2 \frac{\partial T(x, \tau)}{\partial \tau} = \lambda_2 \frac{\partial^2 T(x, \tau)}{\partial x^2}, \quad x > X_2 \quad (2)$$

式中 $T(x, \tau)$ 为组织中的温度, x 为沿激光光束方向的固定坐标, τ 为时间, ρ 为密度, c 为比热, λ 为有效导热系数,下标 1, 2 分别代表碳化层和生物组织层。 X_1 为固定坐标系中空气与碳化层之间边界的坐标值, X_2 为固定坐标系中碳化层与生物组织之间边界的坐标值。碳化层中有气化的体液蒸气在碳化后的组织孔隙中流动,其多孔介质的物性参数 λ_1, ρ_1, c_1 可根据多孔介质的孔隙率、碳和水蒸气的物性参数,并参照有关文献介绍的方法加以确定^[8]。

移动相间边界 $X_1(\tau)$ 上发生烧蚀现象,故有

$$q = (1 - \varphi) \rho_c L_1 \frac{dX_1}{d\tau} - \lambda_1 \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=X_1}, \quad (3)$$

其中 φ 为碳化层多孔介质的孔隙率, ρ_c 为碳化层的密度, L_1 为碳化层表面熔融的活化能(烧蚀焓), q 为由激光辐射产生的表面热流密度,也即入射激光的功率密度 I_0 , 假定激光束横截面上功率均匀分布,则 q 可由激光功率和光斑尺寸简单地计算得到。

在移动相间边界 $X_2(\tau)$ 上有组织发生气化,水分不断蒸发,根据能量平衡可得

$$-\lambda_1 \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=X_2^-} = -\lambda_2 \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=X_2^+} + \varphi \rho_{H_2O} L_2 \frac{dX_2}{d\tau}, \quad (4)$$

式中 ρ_{H_2O} 为水的密度, L_2 为水的气化焓。

在离激光作用表面足够远处,组织温度不受影响,则有

$$T(x, \tau) = T_0, \quad x \rightarrow \infty, \tau > 0 \quad (5)$$

T_0 为组织的初始温度,在实际应用中以生物组织足够大的厚度 H_0 代替 ∞ 。

(3)~(5) 式即为该问题的边界条件。该数学模型的初始条件为

$$T(x,0) = T_0, \quad x \geq 0 \quad (6)$$

以上(1)~(6)式即为带有两个移动边界的双层结构的斯特藩(Stefan)问题的数学模型,但它在数学上还不封闭。为此可补充两个边界移动速度 $V_1 = \frac{dX_1}{d\tau}$, $V_2 = \frac{dX_2}{d\tau}$ 的热学方程^[9]

$$\frac{dX_1}{d\tau} = a_1 \exp\left(-\frac{L_1 A_1}{RT_{b1}}\right), \quad (7)$$

$$\frac{dX_2}{d\tau} = a_2 \exp\left(-\frac{L_2 A_2}{RT_{b2}}\right) / (1 + \delta_1/d), \quad (8)$$

式中 a_1, a_2 分别为碳和生物组织中的声速; A_1, A_2 分别为碳和水的分子量; R 为通用气体常数; T_{b1}, T_{b2} 分别为两个相间边界 X_1, X_2 上的温度; d 为将碳化层中的组织看成为多孔介质时其孔隙的平均直径。

因此,该带有两个运动边界的非线性斯特藩问题在数学上是封闭的,用数值方法可以求解。由于过程中边界一直在移动,为了数值求解方便,可以适当地加以变换,引入移动坐标系 \bar{x} , 使其坐标原点不断跟踪移动的 $X_1(\tau)$ 边界

$$\bar{x} = x - \int_0^\tau \frac{dX_1}{d\tau} d\tau. \quad (9)$$

利用复合函数求导的知识可以方便地将方程(1),(2)及定解条件(3)~(6)式变换到移动坐标中去,然后采用全隐式有限差分方法便可进行数值求解,只要方法和网格划分适当就可得到稳定和较准确的数值解。

3 数值模拟结果及分析

采用离体猪肌肉组织,参考有关文献^[1,6~10]可取热作用模型中生物组织典型的热物性参数如下: $\rho = 1.046 \text{ kg/m}^3$, $c = 3784 \text{ kJ/(kg} \cdot \text{K)}$, $\lambda = 0.48 \text{ W/(m} \cdot \text{K)}$ 。多孔介质孔隙率及孔隙直径分别取 0.80 和 $5 \mu\text{m}$ 。模拟计算时组织的厚度取为 20 mm,初始温度为 20°C 。

图 1 为不同激光功率密度 I_0 下(分别为 $175 \text{ W/cm}^2, 300 \text{ W/cm}^2$)两个相间边界的移动速度的变化情况,图 2 为 $I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$ 时两个边界位置移动情况及碳化层厚度的形成和发展过程。图 3,图 4 分别为 $I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$ 时,两个相间移动边界上的温度变化过程以及在固定坐标系中不同时间下组织中的温度分布情况。

刚开始时,组织不断吸收激光的能量,使表面附近的组织温度急剧升高,组织温度达到 100°C 以上开始气化,进而碳化,逐渐形成碳化层,但表面温度

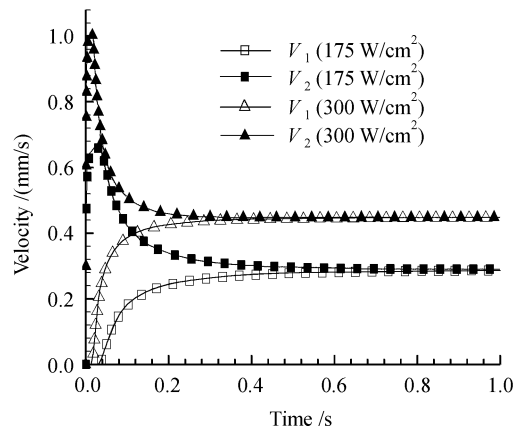


图 1 $I_0 = 175 \text{ W/cm}^2, 300 \text{ W/cm}^2$ 时相间边界速度变化过程

Fig. 1 Boundary moving velocity at different laser intensity

$I_0 = 175 \text{ W/cm}^2, 300 \text{ W/cm}^2$

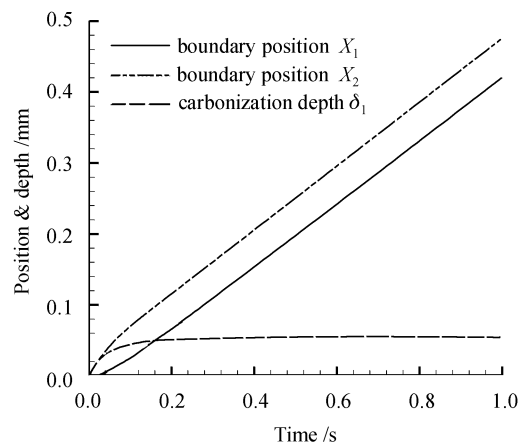


图 2 相间边界位置及碳化层厚度变化过程

Fig. 2 Boundary position and carbonization depth vary with time ($I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$)

还不足以发生烧蚀,因此第一个相间边界刚开始不会发生明显的运动。而气化区则以较快的速度向组织内部推进,同时碳化层厚度也逐渐增大,这使得第二个相间边界的移动速度 V_2 迅速达到一个极值后逐渐回落(如图 1 所示)。随着组织继续吸收激光能量,第一个相间界面上开始发生熔融,相界的移动速度逐渐增大,最终与第二个相界的移动速度趋向一致,碳化区域厚度也逐渐趋向稳定。不同激光强度下均有相似的变化规律,而且研究发现,第二个相间边界移动速度达到极值的时间与第一个相间边界开始发生显著移动(也即产生熔融热效应)的时间基本吻合。经过一段时间后,系统便会进入准稳态,此时相界温度、相界移动速度以及碳化层的厚度均为与

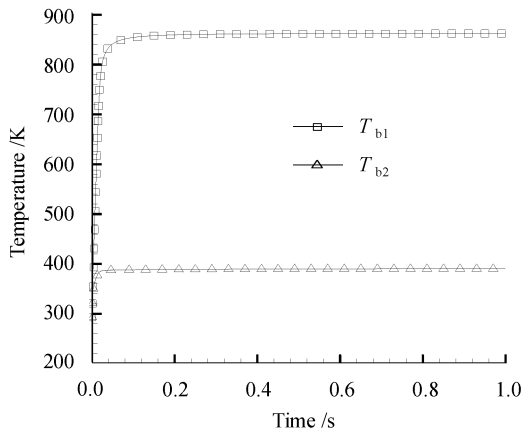


图 3 两个相间边界温度随时间的变化

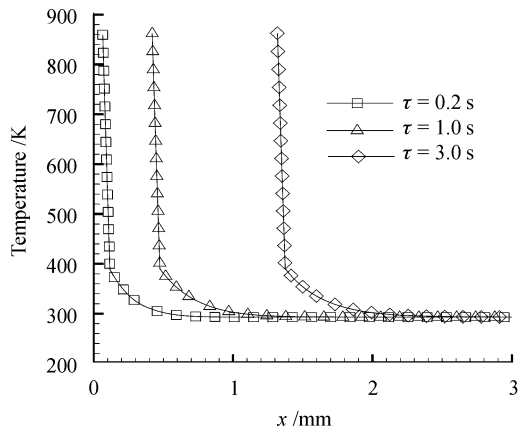
Fig. 3 Boundary temperatures vary with time
($I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$)

图 4 固定坐标系中不同时刻下组织中的温度分布

Fig. 4 Tissue temperature distribution in fixed
coordinate system ($I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$)

时间无关的常数,系统进入动态平衡状态,此时的时间称为弛豫时间(记为 τ_r),它反映了系统进入准稳态的快慢程度。图 2 中相间边界位置 X_1 随时间的关系实际上反映了该模型中激光对组织的烧蚀深度。表 1 为不同激光功率密度下系统进入准稳态时,相间边界温度 T_{b1} , T_{b2} , 边界移动速度 V , 碳化层厚度 δ_1 以及弛豫时间 τ_r 等参数的变化情况,其中 τ_r 以两个相间边界移动速度相差不超过 1% 为标准定量得到。可见,激光强度提高时,边界移动速度近似按线性规律显著加快,边界温度 T_{b1} 近似按幂函数规律上升,但 T_{b2} 只是略微增大,说明组织内部的气化总是在一定温度下发生。弛豫时间则随激光强度增大而变小,表明激光功率越大系统能越快地进入准稳态,碳化层厚度也随激光功率密度的增大而变小,这与实际情况相符。

表 1 不同激光功率密度下一些参数的变化情况

Table 1 Some parameters varying with laser
power density

I_0 /(W/cm^2)	T_{b1} /K	T_{b2} /K	V /(mm/s)	δ_1 / μm	τ_r /s
175	839.7	388.5	0.291	82.8	1.014
300	862.6	390.3	0.450	55.9	0.444
620	904.5	395.1	0.941	28.6	0.110
1590	963.6	403.7	2.397	12.3	0.021

根据数值模拟可得到组织中的温度场变化和分布情况,然后根据生物组织发生不可逆坏死的临界温度与持续时间关系,理论上也可估算出整个组织热损伤区域的大小。在激光的临床医学应用中,生物组织表面开始气化以及开始熔融的时间是极其重要的参数,在求得相界温度变化规律和组织温度场的分布后,根据发生相应热效应的阈值温度便可加以预测。因此,数值模拟可以提供纯激光医学实验难以得到的许多重要信息数据,在激光与生物组织热相互作用的研究中有着重要的作用。

4 实验结果及分析

4.1 激光生物实验结果

采用波长为 $10.6 \mu\text{m}$ 的医疗用 CO_2 激光器对离体的猪腿部腱子肌进行热损伤实验。将激光头垂直接触肌肉表面并持续作用于组织,光束不作横向移动,在 $175 \sim 1590 \text{ W/cm}^2$ 四种不同激光功率密度下进行了实验,作用时间 $6 \sim 20 \text{ s}$ 不等。

强激光作用下组织发生烧蚀而形成空洞,以此为核心切取厚度 2 mm 左右组织作肌纤维纵向切片,然后供镜检。在生物显微镜下可见,激光作用部位的肌肉表面至深层因直接气化烧蚀组织形成一个喇叭形的空洞。空洞周围组织受热作用及二次压强作用出现不同程度的损伤,洞缘可见热致干性坏死的碳化层,呈棕黑色,部分碳化组织已脱落;碳化层下发现有热致损伤的组织,显微镜下发现肌组织有肌纤维断裂、融合、肌纤维空化等现象,已失去正常形态结构。实验中空洞周缘所见碳化层厚度为 $0.02 \sim 0.06 \text{ mm}$,激光功率越大,组织创面越干净,碳化层厚度也越小,这与数值模拟的结果基本一致。

用目镜测微尺进行热损伤区大小的定量测量,得到组织表面至洞底的距离为激光烧蚀深度 (H_1),激光束方向洞缘至组织损伤缘(包括碳化层)的距离为热损伤区大小 (H)。表 2 为不同激光强度

和不同作用时间下组织表面至洞底的实测深度 H_1 , 可见作用时间越长, 激光功率密度越大, H_1 也越大。同一激光强度下, 烧蚀深度随辐射时间增加近似成线性规律增大; 相同的辐射时间作用下, 烧蚀深度随激光强度增大近似按幂函数规律变化。热损伤区大小也有相似的变化趋势, 但是其变化要平缓得多, 尤其是进入准稳态过程以后, 热损伤区大小随辐射时间增加只是略有增大, 典型的结果见图 5 所示。

表 2 不同激光强度和辐照时间下组织烧蚀的深度 H_1 (mm)

Table 2 Melting depth H_1 at different laser intensity and irradiation time (mm)

τ /s	$I_0 =$ 175 W/cm ²	$I_0 =$ 300 W/cm ²	$I_0 =$ 620 W/cm ²	$I_0 =$ 1590 W/cm ²
6	—	2.07	3.18	4.22
10	1.19	2.86	4.12	6.12
15	1.36	3.60	4.62	6.53
20	1.56	4.33	5.10	—

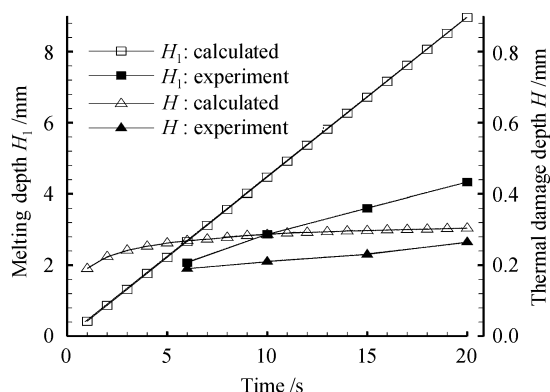


图 5 $I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$ 时组织烧蚀深度 H_1 和热损伤厚度 H 的计算值和实验值

Fig. 5 Calculated and experimental melting depth H_1 and thermal damage depth H at $I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$

图 5 为功率密度 $I_0 = 300 \text{ W/cm}^2$ 时激光烧蚀深度 (H_1) 和组织热损伤厚度 (H) 的实验值与数值模拟结果的比较。可见, 随着激光辐射时间增加, 自洞缘底部开始计算的组织热损伤厚度平稳增长, 理论计算值与实验值近似相符 (热损伤理论值由温度场的数值解以及文献 [1] 给出的组织损伤临界温度与持续时间的关系曲线计算而得)。从图中还可见, 烧蚀深度 H_1 的计算值与实测值的差异较大, 且随着激光辐射时间增加, 呈增大趋势, 这时激光辐射引起向周围组织散热现象越严重, 偏离热量仅沿激光光束方向一维传递的模型假设也越远。从变化趋势上看, 辐射时间较短时两者应较相符, 但考虑到实验

观测的准确和方便目前未进行很短曝光时间的热损伤实验。不过, 在实际的激光医学应用中, 激光切割时光束一般是作移动的, 在同一组织处驻留时间不会太久, 因此该模型及其数值模拟结果对预测激光切割深度仍有参考价值。

4.2 实验值与计算值差异的原因分析

两者的差异既有实验方面的原因, 也有数学模型建立和数值求解方面的原因。

1) 在实验测量方面, 除了实验仪器设备本身的精度会给结果引入测量不确定度外, 还因为组织热损伤形式的多样性, 发生不可逆热损伤的组织与正常组织之间没有十分明确的界限, 精确的界定分界面是很困难的, 因此有一定的主观性。

2) 本文所提出的模型是沿激光光束方向的一维传热模型, 即假设激光能量只沿光束作用方向传递。实际情况则是一个三维问题, 激光能量不仅作用在光束方向上, 而且作用在光束径向方向上, 且是不均匀的。随激光强度和辐射时间的增加, 激光产热一维传导模型的假设与实际情况越不相符, 因而计算值与实验值的偏差也呈增大趋势, 预测组织烧蚀深度需通过适当的修正。

3) 模型的数值计算需要知道大量的生物组织物性参数, 由于生物组织的多样性, 这些参数未必非常准确, 一些物性参数对数值求解结果可能影响较大。研究表明, 碳的烧蚀焓和水的汽化焓对系统进入准稳态后数值模拟输出结果的影响最大, 其次是碳化层的有效导热系数和孔隙率的影响。由于碳的烧蚀焓和水的汽化焓是相对准确的物性参数, 其影响可以不予考虑。所以, 作为多孔介质处理的碳化层组织的物性参数的估算和选取, 可能是实验值和计算值之间不完全一致的主要原因之一。这方面的理论与实验研究都还不充分, 值得今后重视。

4) 在建模过程中按第二类传热边界条件来处理, 由于生物组织对 CO_2 激光的吸收系数很大, 这虽然是可以接受的 [11], 但是严格说来激光对组织的热作用实际上是一个容积吸收过程, 能量的吸收还与组织的光学性质有关, 且激光束横截面上的功率密度分布也不是严格的均匀分布。因此, 这些简化和近似都是实验结果与数值模拟之间产生差异的因素。

5 结 论

1) 通过建立带有两个相间移动边界的双层结

构生物传热模型和数值求解,得出了组织温度场以及相间边界位置、相界移动速度和相界温度的变化规律,据此可预测激光切割深度、碳化层厚度、热损伤区大小、弛豫时间等参数,为临床激光医学提供参考。

2) 相间边界的移动速度、碳化层厚度、弛豫时间等参数随激光强度改变而显著改变,烧蚀界面的温度也有较大影响,但气化界面的温度变化相对较小。

3) 激光生物热损伤实验的结果与数值模拟结果的比较表明,热损伤区大小、碳化层厚度等参数二者能较好地符合,组织烧蚀深度则有较大差距,但激光辐射时间较短时比较接近。

4) 该光热作用数学物理模型直观明了,与高功率激光作用于组织时产生的实际热效应情况比较相符,具有较好的实用性。模型求解中一些物性参数的选取和边界条件的处理对数值模拟结果有较大影响,值得今后重视。

参 考 文 献

- 1 Markolf H. Niemz, Translated by Zhang Zhenxi *et al.*. Laser-Tissue Interactions (Fundamentals and Applications) [M]. Xi'an; Xi'an Jiaotong University Press, 1999. 45~67
Markolf H. Niemz 著,张镇西 等译. 激光与生物组织的相互作用——原理与应用[M]. 西安:西安交通大学出版社, 1999. 45~67
- 2 A. J. Welch. The thermal response of laser irradiated tissue [J]. *IEEE J. Quantum Electron.*, 1984, **QE-20**(12):1471~1481
- 3 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
- 4 Tian Xiaoming. Research on the one-dimensional rule instantaneous temperature in biological tissue caused by laser thermal effect [J]. *Chinese J. Lasers*, 2002, **A29**(6):565~568
田晓明. 激光生物热作用的一维瞬态温度分布规律研究[J]. 中国激光, 2002, **A29**(6):565~568
- 5 Zhao Youquan, Fan Shifu, Li Xiaoxia. Study on photothermal transfer and thermal damage of bio-tissues [J]. *Chinese J. Lasers*, 2004, **31**(5):631~634
赵友全,范世福,李小霞. 生物组织光热传输和热损伤的研究[J]. 中国激光, 2004, **31**(5):631~634
- 6 Xiaoxia Li, Shifu Fan, Youquan Zhao *et al.*. A numerical simulation of photothermal response in laser medicine [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2004, **2**(3):157~159
- 7 V. H. Vasiliev, S. K. Serkov. Biological tissue destruction under laser irradiation [J]. *Journal of Engineering Physics*, 1993, **64**(5):598~603 (in Russian)
- 8 O. M. Alifanov, A. P. Tryanin. Experimental investigation of the method of determining the internal heat transfer coefficient in a porous body from the solution of inverse problem [J]. *Journal of Engineering Physics*, 1987, **52**(3):461~469 (in Russian)
- 9 E. N. Sobol. Physical and mathematical analysis of heating and modification of a surface under laser treatment of materials (review) [J]. *Journal of Engineering Physics*, 1990, **58**(3):357~374 (in Russian)
- 10 Li Xijing, Hu Guilin, Hou Yu *et al.*. Estimation of thermal damage depths caused by CW CO₂ laser irradiation in biological tissues [J]. *Chinese J. Laser Medicine & Surgery*, 2001, **10**(1):13~16
李希靖,胡桂林,侯 宇 等. 连续波 CO₂ 激光作用下生物组织中热损伤深度的估计[J]. 中国激光医学杂志, 2001, **10**(1):13~16
- 11 L. McKenzie. Physics of thermal process in laser-tissue interaction [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1990, **35**(9):1175~1209