

文章编号: 0253-2239(2008)10-1983-06

激光辐照下皮肤组织光热响应有限元分析

丁海峰¹ 黄梅珍¹ 童雅星¹ 李振庆¹ 谢树森² 龚 玮²

(¹ 上海交通大学物理系光学工程研究所, 上海 200240
² 福建师范大学医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建 福州 350007)

摘要 为了更好地选择临床激光医疗曝光参量, 采用有限元数值计算方法, 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, 比较了两者的不同, 得到了热响应时间及热弛豫时间与组织深度的关系, 即组织越深(0~60 μm), 其热响应时间(0~4 ms)与热弛豫时间(0.4~12.1 ms)越长; 分析了激光脉宽长短对组织升温的影响; 建立了评价脉冲间热损失的评价函数 δ , 并以此对脉冲间隔的选取作了探讨。

关键词 生物光学; 辐射曝光剂量; 有限元方法; 热弛豫时间; 评价函数

中图分类号 R318.51 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS20082810.1983

Research on Opto-Thermal Response of Human Skin Irradiating by CW and Plused Laser Based on FEM Simulation

Ding Haifeng¹ Huang Meizhen¹ Tong Yaxing¹ Li Zhenqing¹ Xie Shusen² Gong Wei²

¹ Institute of Optical Engineering, Department of Physics, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China

² Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine (Fujian Normal University), Ministry of Education, Fuzhou, Fujian 350007, China

Abstract To obtain better laser exposal parameters in the laser medicine clinic, a finite-element method was adopted to simulate the human skin's opto-thermal response when irradiated by pulsed laser and continuous-wave (CW) laser. The differences of tissue temperature caused by pulsed laser and CW laser were compared. The relationships between thermal response time, thermal relaxation time and depth of skin were achieved. With increasing the skin's depth (0~60 μm), the thermal response time (0~4 ms) and relaxation time (0.4~12.1 ms) became longer. The temperature rise of tissue induced by different pulse width was studied. An evaluation function δ was established to evaluate the loss of heat. Based on δ , the selection of pulse interval was analyzed.

Key words bio optics; exposal dose; finite-element method (FEM); thermal relaxation time; evaluation function

1 引 言

从 20 纪 80 年代末的消融性激光美容-换肤术 (ablative resurfacing), 到上世纪末非消融性激光美容 (Nonablative subsurfacing), 激光与皮肤组织的相互作用一直是皮肤美容外科研究的热点。1983 年, Anderson 等^[1] 提出选择性光热解效应 (Selective photothermolysis), 第一次比较明确的阐

明了光与生物组织相互作用的机制, 并奠定了激光在皮肤非消融性美容外科的应用基础。其基本思想为: 对病损组织选择合适的波长与曝光剂量, 使病损组织发生特异性的吸收破坏, 而不对周围正常的组织造成损伤。然而, 一些临床激光器选取及辐射曝光参量的选择大都是基于临床结果的比较, 而不是基于对光与组织相互作用机制及组织光热特性的定

收稿日期: 2008-02-01; **收到修改稿日期:** 2008-03-05

基金项目: 国家自然科学基金(60678054)和医学光电科学与技术教育部重点实验室开放基金(JYG0815)资助课题。

作者简介: 丁海峰(1982-), 男, 硕士研究生, 主要从事光检测、光谱分析仪器及生物医学光学等方面的研究。

E-mail: dhf19822@163.com

导师简介: 黄梅珍(1966-), 女, 副教授, 硕士生导师, 主要从事生物医学光学、光谱仪器技术、光电器件及应用技术等方面的研究。E-mail: mzhuang@sjtu.edu.cn (通信联系人)

性分析及定量计算结果^[2],有关激光与组织相互作用诱发光热响应的统一理论尚处于摸索阶段,远远不能满足临床的迫切需要,尤其在激光辐射曝光剂量及其参量的选择上,临床上带有一定的盲目性及试探性,使得激光治疗的精确性、安全性及有效性难以保证。近年来,一些学者从理论及数值模拟(如有限差分、有限元法)的角度去构建生物组织的光热响应模型,对光热传输基本机制进行阐述^[3~10]。另一些研究者则展开新技术上的探索,如表皮制冷技术的应用^[11~14]。本文从皮肤组织吸收光子产生热量、热量在组织中传导的作用过程机制,根据已有的皮肤组织光热特性参量,采用有限元数值计算方法,对脉冲激光与连续激光与人皮肤组织的光热作用及其导致的温度变化效应进行了模拟,得到了对临床脉冲激光医疗中的脉宽及脉冲间隔的选取具有参考价值的判据。

2 生物组织中的热传输

目前,医学上光子皮肤美容及光老化治疗主要利用光与生物组织相互作用的热效应,描述生物组织的热传导方程由 Pennes 方程给出:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + Q_b + Q_m + Q_r, \quad (1)$$

式中 ρ 为组织密度, C 为组织比热, T 为组织温度, k 为组织热导率, $Q_b = W_b C_b \cdot (T_b - T)$ 为血流项,即血液灌注所引起的热量变化, W_b 为血液灌注率, C_b 为血液比热, T_b 为血液温度; Q_m 为代谢产热项; Q_r 为外加热源项。

由于血流项和代谢项对于较强光的辐照效应来说,可以忽略,因此, Pennes 方程简化为

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + S, \quad (2)$$

式中 S 为强光辐照引起的热源项。对于轴对称高斯分布的激光光束,其形式为^[12]

$$S = u_a \phi = u(1-R)\phi_0 \times \exp\left[-0.5 \frac{r^2}{\omega_0^2} \exp(-u_s z) - u_i z\right] \times \exp[-4(t-\tau)^2/\tau^2], \quad (3)$$

式中 u_a 为组织吸收系数; u_s 为组织散射系数; $u_i = u_a + u_s$ 为组织衰减系数。 $\phi(r, z, t)$ 为 t 时刻,坐标 (r, z) 处的光通量密度; $\phi_0 = 2P/(\pi\omega_0^2)$ 为入射光通

量密度, P 为激光功率, ω_0 为激光束腰半径; R 为镜面反射率, t 为计算时间, τ 为脉冲持续时间。

3 数值模拟

生物组织光学性质和结构的复杂性,使得热传输方程的求解十分困难,常常得不到解析解。比较常用的求解传热方程的数值方法有有限差分法和有限元法。有限差分法,算法简单,但对于不规则的边界需要大量的节点以期获得合适的模拟;有限元法,算法相对简单而且可用于任何几何形状的计算。本文采用有限元法,使用 Ansys 仿真软件,对于求解的精度,一般地网格越小,精度越高,但同时会耗费大量的机时,考虑到组织的生理特点及求解的精度要求,将网格划分为方形网格,边长 $10 \mu\text{m}$,即细胞尺寸。采用单层均匀的轴对称皮肤结构模型,厚度为 5 mm ,激光束束腰半径 0.5 mm ,对称轴上施加绝热边界条件,表面施加自然对流换热条件,对流系数为 $6.2 \times 10^{-4} \text{ W}/(\text{cm} \cdot \text{K})$ ^[12],热源项采用高斯分布的热源形式。

3.1 脉冲激光与连续激光辐照下皮肤传热特性的比较

脉冲激光器由于其脉宽可以短至微秒、纳秒量级,理论上对治疗期望热弛豫较短的一些病变(如黑色素)十分有效,并且相对于连续激光器来说,更容易调节曝光剂量参量,因此在医疗及美容方面应用较为广泛。

人皮肤组织厚约 $0.5 \sim 4.0 \text{ mm}$,其中表皮平均厚约 0.1 mm ,其光热物性参量如表 1^[15]所示。

表 1 人皮肤组织的光热物性参量

Table 1 Opto-thermal parameters of human skin

u_a/cm^{-1}	0.7	$\frac{C}{K} / \left[\frac{\text{J}}{\text{g} \cdot \text{C}} \right] / \left[\frac{\text{mW}}{\text{cm}^2} \right] / (\text{cm} \cdot \text{C})$	3.35
u_s/cm^{-1}	180		4.20
$\rho/(\text{g}/\text{cm}^3)$	1.09		

脉冲激光与连续激光辐照皮肤组织,不同深度(z)的温度随时间的变化,分别如图 1(a)(能量密度 $15 \text{ J}/\text{cm}^2$,脉冲激光脉宽 5 ms ,脉冲间隔 45 ms ,脉冲数 3 个),图 1(b)(能量密度 $15 \text{ J}/\text{cm}^2$,连续激光)所示。可以发现,相同能量密度条件下,脉冲激光引起的温度升高明显小于连续激光引起的温度升高,连续激光辐照引起组织持续升温,尤其上层组织升温剧烈,容易导致上层正常组织的热损伤,而脉冲激光可以通过选取合理的脉宽及脉冲间隔等参量,使组织间歇性的升温、降温,可避免上层正常组织持续升温导致的热损伤,并将热量不断地传导到下层病靶组织中。

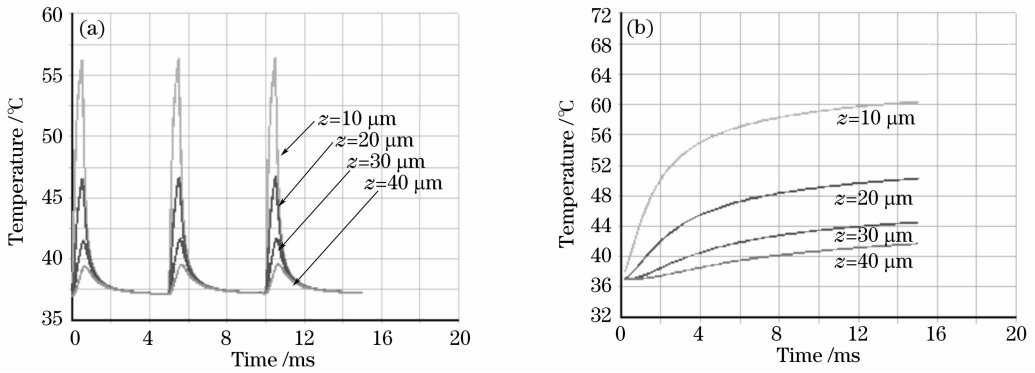


图 1 脉冲激光(a)和连续激光(b)辐照下皮肤不同深度处的温度随时间的变化

Fig. 1 Opto-thermal effect of skin tissue in different depths by intense pulsed light (a) and by CW laser (b).

z is the depth of skin

3.2 热响应及热弛豫分析

3.2.1 热响应分析

当激光停止辐照后,皮肤表面位置温度即可达到最高值,而下层组织,由于其温度低于表层但高于更下层组织,一方面吸收上层传导的热量,另一方面向更下层组织传递热量,由于不同层面组织热传导及热散失效率的不同,不同深度处组织温度升到最高点的时间不同。假设激光辐照 5 s 后撤去光源,开始计时(即 $t=0$),记录不同深度组织温度达到最

高点的时刻,记为热响应时间。由有限元模拟得到脉冲激光辐照下不同深度处组织的热响应时间与深度的关系如图 2(a)所示[参量同图 1(a)]。

从图 2(a)可知,组织在不同深度处的热响应时间是不同的,组织越深延时越长,60 μm 深度处延时达 4 ms,在选择辐射曝光剂量参量,尤其是在多脉冲作用治疗深层病损时,这种延时效应是需要考虑的。

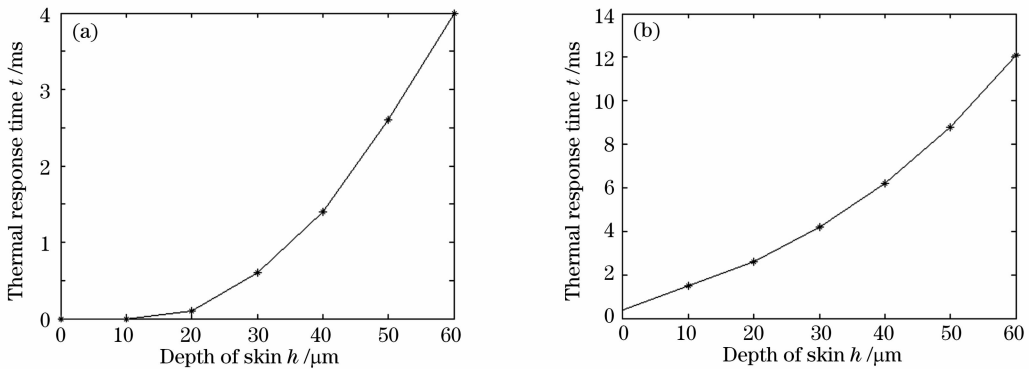


图 2 (a) 组织不同深度处的热响应时间, (b) 组织不同深度处热弛豫时间

Fig. 2 Thermal response time (a) and thermal relaxation time (b) in different depth of skin

3.2.2 热弛豫分析

激光美容或治疗某些皮肤色斑时,治疗效果主要取决于曝光剂量的选取,不仅与激光的功率(或者能量密度)有关,也与曝光时间有关。

组织吸收光能产生热量,并向周围组织扩散,这一过程称为热弛豫。热弛豫时间指组织温度下降到最高温度的一半的时间。Anderson 等^[1]针对球状及圆柱状组织提出,热弛豫时间 τ 由物质的粒径 d 和热扩散率 α 决定: $\tau = d^2 / (27\alpha)$ (球状), $\tau = d^2 / (16\alpha)$ (圆柱状)。一般色素性颗粒及纹身墨的热弛豫时间为几十~几百纳秒,表皮约为几个毫秒,而

毛囊的大约为几十个毫秒。

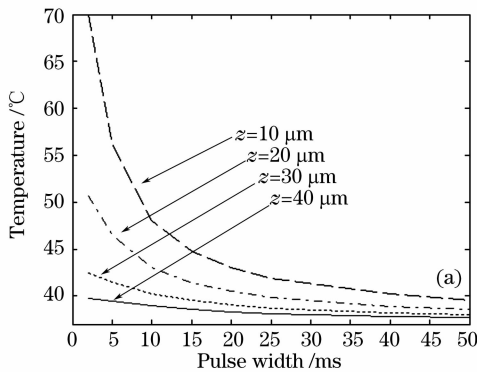
热弛豫时间是生物组织的一个十分重要的热物性参量,它是组织传热性能的表达,关系到有效曝光剂量参量的选取,比如在选择脉宽及脉冲间隔时必须考虑到与热弛豫时间的匹配^[1,16];另外它还综合了温度及时间的因子,反映了一定温度在一段时间上的持续作用,因而具有热损伤程度的评估能力。Alan^[17]利用高斯形式的温度分布推导出其与组织深度的关系

$$\tau = \frac{x^2}{4\alpha}, \tag{4}$$

式中 x 为组织深度。

然而,针对不同的组织形状及叠加特性,实际情况要比这复杂得多,模型间的适应性及有效性也存在较大差异^[18,19]。

采用有限元法,数值求解不同深度位置处皮肤组织对脉冲激光辐射的热弛豫响应,结果见图 2(b) [使用参量同图 1(a),网格大小 $10 \mu\text{m}$],由图 2(b) 可知位置越深其热弛豫时间越长, $10 \mu\text{m}$ 处热弛豫时间只有 1.5 ms ,到 $60 \mu\text{m}$ 处热弛豫时间便达到 12.1 ms ,模拟计算得到的值比理论值偏大,这是因为理论模型忽略了组织粒径结构的层叠,而数值解法考虑了这种层叠结构,相比之下,数值解法更为合理、实际一些。



1) 脉宽的选取

脉宽长短主要影响本光脉冲热作用的效果,而不对随后施加的其他光脉冲的热作用产生影响。能量密度(单脉冲, 5 J/cm^2)相同,不同脉宽时,组织不同深度的升温所达的最高温度值如图 3(a)所示。可见,能量密度一定,缩短脉宽(或者增大功率密度),将有助于组织的升温。Anderson 等认为脉宽小于病靶的热弛豫时间时,照射过程中的热散失可以不考虑,将达到对病靶组织的显著性加热,实际临床上的脉宽选择,也应该以短于病靶组织的热弛豫时间为原则,如果能量密度一定的话,脉宽越短越好,越有利于组织升温。从图中还可以明显看出组织越深,组织升温对脉宽的依赖性越小。

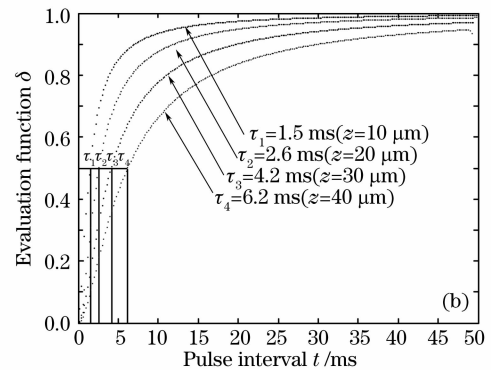


图 3 (a) 不同深度组织升温所达最高温度与脉宽的关系, (b) 评价函数 δ 随脉冲间隔的变化关系

Fig. 3 (a) Maximum tissue temperature versus pulse width at different tissue depth, (b) evaluation function δ versus pulse interval

2) 脉冲间隔的选取

在脉冲激光照射下,一方面光传输路径中的组织吸收光能量产生热量,导致局域温度升高,另一方面,由于组织中温度分布不均匀,存在梯度,热量在组织中由高温向低温处传导,因此,在脉冲间隔期间,由于没有光的照射,组织的温度将下降,如果脉冲间隔期足够长,考察点的温度将下降到初始温度值,下一个光脉冲作用导致的温度变化与上一个脉冲的作用完全相同,如果脉冲间隔期较短,考察点的温度还高于初始温度值时,下一个光脉冲来临,显然,该光脉冲作用导致的温度变化继承了上一个光脉冲的热效应,此时,相邻光脉冲对组织的热效应具有叠加贡献和相关性。因此,相邻光脉冲对组织的热效应是否具有叠加贡献主要取决于脉冲间隔期的长短。在脉冲激光作用下,组织中考察点的温度也呈现出起伏变化,为考察相邻两个光脉冲(n 与 $n+1$ 个脉冲)之间热作用的相关性,定义评价函数

$$\delta_n = \frac{T_{nh} - T_{nl}}{T_{nh} - T_{(n-1)l}} \times 100\%, \quad n = 1, 2, 3, \dots$$

其中 T_{nh} 为温度变化曲线与第 n 个光脉冲对应的波峰处温度; T_{nl} 为波谷处温度; $T_{(n-1)l}$ 为与前一个光脉冲对应的波谷处温度, T_{0l} 为初始温度, 本文为 $37 \text{ }^\circ\text{C}$), δ_n 值大小表明相邻光脉冲间热量损失的大小。 $\delta_n = 1$ (脉冲间隔足够长), 表明相邻光脉冲完全不相关, 它们的热作用效果完全独立, 脉冲间隔期上一个脉冲产生的热量全部损失; $\delta_n = 0$ (脉冲间隔为 0) 表明两个光脉冲完全相关, 热作用完全叠加, 脉冲间热量损失可近似为 0; $\delta_n = 0.5$ (脉冲间隔等于热弛豫时间, 此时组织温度下降一半) 可认为脉冲间热量损失一半。评价函数 δ 随脉冲间隔 (t) 的变化关系如图 3 (b) 所示, 斜率 $\partial\delta/\partial t$ 表明热损失率的大小, 起始时热损失率较大 (尤其当 $t < \tau$ 时), 其后逐渐变小, 最后趋于零 (对应组织温度恢复到 $37 \text{ }^\circ\text{C}$), 可以看出当 δ 达到 0.9, 再延长脉冲间隔时间已无多大意义。

结合能量密度为 15 J/cm^2 , 脉宽为 5 ms , 脉冲间隔分别为 20 ms 与 5 ms 的组织温升图 (图 4), 探讨脉冲间隔的选取。

假设皮肤病靶组织在表皮下 $40\ \mu\text{m}$ 处, 病靶热弛豫时间为 $6.2\ \text{ms}$, 上层正常组织热弛豫时间如表 2 所示。若脉冲间隔 ($20\ \text{ms}$) 长于病靶组织热弛豫时间 ($6.2\ \text{ms}$) 病靶组织的热损失很大 (82.4%), 若缩短脉冲间隔 ($5\ \text{ms}$) 短于病靶组织热弛豫时间 ($6.2\ \text{ms}$) 长于上层正常组织的热弛豫时间, 热损失明显改善 (35.3%), 病靶组织的温度可以持续升到较高的温度, 有利于病靶组织的治疗, 而上层正常组

织的热损失虽然也减小但改善的幅度明显不如下层病靶组织。实际临床中脉冲间隔的选择, 基于有效治疗病靶组织应使病靶组织的 δ 值小于 0.5 , 即脉冲间隔应小于病靶组织的热弛豫时间, 而基于保护正常组织应使正常组织的 δ 值达到 0.9 左右。而热弛豫时间随深度增加而加大的特性, 将有助于皮肤深层病变的治疗。

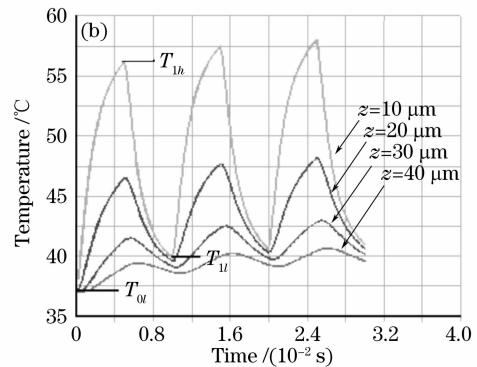
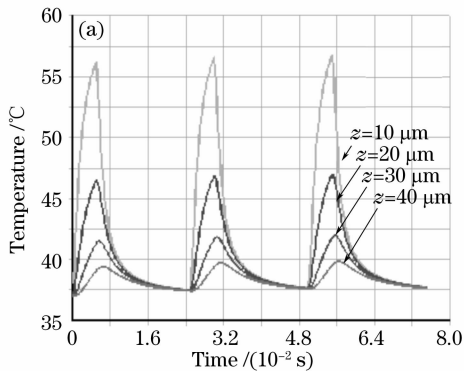


图 4 脉冲间隔为 $20\ \text{ms}$ (a) 和 $5\ \text{ms}$ (b) 组织升温图

Fig. 4 Diagram of tissue temperature caused by pulse interval of $20\ \text{ms}$ (a) and $5\ \text{ms}$ (b)

表 2 脉冲间隔对热损失的影响

Table 2 Heat loss caused by different pulse intervals

Depth of skin $h / \mu\text{m}$	10	20	30	40
Thermal relaxation time τ / ms	1.5	2.6	4.2	6.2
δ_1 (pulse interval $20\ \text{ms}$) / %	97.4	94.9	89.7	82.4
δ_2 (pulse interval $5\ \text{ms}$) / %	84.9	72.7	53.8	35.3

4 结 论

脉冲激光相对于连续激光更容易调节曝光辐照剂量, 容易获得临床治疗参量, 并且可以避免正常组织由于持续升温而造成的热损伤。热弛豫时间是生物组织的一个重要热性参量, 反映了组织热积聚与热损失的效率, 关系到合理的曝光剂量参量的选取, 在临床治疗上十分重要。本文探讨了人皮肤组织的热弛豫时间随皮层深度的变化关系, 组织越深, 其热弛豫时间越长, 皮肤组织 (对应于表皮区域, 人皮肤表皮平均厚约 $0.1\ \text{mm}$) 的热弛豫时间从几毫秒到十几毫秒不等, 提出了热损失的评价函数 δ , 并以此对脉宽及脉冲间隔参量的选取作了探讨, 有利于临床曝光参量的选取。

参 考 文 献

1 R. R. Anderson, J. A. Parrish. Selective photothermolysis: Precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation [J]. *Science*, 1983, **220**: 524~527
2 Xie Shusen, Gong Wei, Li Hui. Selective photothermolysis in

biological tissue[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2004, **41** (8): 48~51

谢树森, 龚 玮, 李 晖. 生物组织的选择性光热解效应[J]. *激光与光电子学进展*, 2004, **41**(8): 48~51

3 Li Hejie, Zhang Xuexue, Liu Jing. Heat transfer analysis on laser-tissue thermal interaction using heterogeneous model[J]. *Chin. 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 Zhao Youquan, Fan Shifu, Li Xiaoxia. Study on photothermal transfer and thermal damage of bio-tissues[J]. *Chin. 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

5 Zhou Jingwei, Xu Xu, Yin Zhaoqin *et al.*. Numerical simulation and experimental study on thermal damage process in tissue during high-intensity laser irradiation [J]. *Chin. J. Lasers*, 2005, **32**(1): 139~144

周静伟, 徐 旭, 尹招琴等. 强激光对组织热损伤过程的数值模拟与实验研究[J]. *中国激光*, 2005, **32**(1): 139~144

6 Adele L'Etang, Zhihong Huang. FE simulation of Laser generated surface acoustic wave propagation in skin [J]. *Ultrasonics*, 2006, **44**(suppl.): e1243~e1247

7 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

8 Wei Huajiang, Xing Da, Wu Guoyong *et al.*. Pathological changes and thermal coagulation of human liver tissue induced changes in the optical properties of liver tissue at KTP/YAG laser in vitro[J]. *Chin. J. Lasers*, 2006, **33**(6): 852~856

魏华江, 刑 达, 巫国勇等. 人肝组织病变及热凝固导致组织光学特性的变化[J]. *中国激光*, 2006, **33**(6): 852~856

9 Zhang Jizhuang, Zhang Xuexue. Effect factors of laser tissue ablation[J]. *Chin. J. Lasers*, 2007, **34**(2): 300~304

张纪庄, 张学学. 激光蚀除生物组织的影响因素[J]. *中国激光*, 2007, **34**(2): 300~304

- 10 Wei Huajiang, Xing Da, He Bohua *et al.*. Thermal changes on optical properties in human benign prostatic hyperplasia tissue [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(7): 1249~1254
魏华江, 邢 达, 何博华 等. 热作用致良性前列腺增生组织的光学特性变化[J]. *光学学报*, 2007, **27**(7): 1249~1254
- 11 Brooke Basinger, Guillermo Aguilar, J. Stuart Nelson. Effect of skin indentation on heat transfer during cryogen spray cooling [J]. *Lasers Surg. Med.*, 2004, **34**(2): 155~163
- 12 L. O. Svaasand, L. L. Randeberg, G. Aguilar *et al.*. Cooling efficiency of cryogen spray during laser therapy of skin[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2003, **32**(2): 137~142
- 13 Dilip Y. Paithankar, Joan M. Clifford, Bilal A. Saleh *et al.*. Subsurface skin renewal by treatment with a 1450 nm laser in combination with dynamic cooling[J]. *J. Biomedical Optics*, 2003, **8**(3): 545~551
- 14 Julio C. Ramirez-San-Juan, Bernard Choi, Walfre Franco *et al.*. Effect of ambient humidity on light transmittance through skin phantoms during cryogen spray cooling[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2006, **51**(1): 113~120
- 15 Li Xiaoxia. Numerical analysis and experimental research on laser induced thermal effect in bio-tissues[D], 2004. 58
李小霞. 激光照射下生物组织热效应的数值分析与实验研究[D]. 博士学位论文, 2004. 58
- 16 Laser pulse duration must match the estimated thermal relaxation time for successful photothermolysis of blood vessels[J]. *Lasers in Medical Science*, 1995, **10**(1): 9~12
- 17 Alan L. Mckenzie. A three-zone model of soft tissue damage by a CO₂ laser[J]. *Phys. Med. Biol.*, 1986, **31**(9): 967~983
- 18 Bernard Choi, Ashley J. Welch. Analysis of thermal relaxation during laser irradiation of tissue[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2001, **29**(4): 351~359
- 19 A. L. Mckenzie. Physics of thermal processes in laser-tissue interaction[J]. *Phys. Med. Biol.*, 1990, **35**(9): 1175~1209

《激光与光电子学进展》“光学设计”专题征稿启事

《激光与光电子学进展》是中科院上海光机所主办的的科技进展类期刊,中文核心期刊,创刊于1964年,是国内第一本激光领域的专业期刊。本刊以及时报道国内外激光与光电子学领域科技的最新研究成果与技术应用为宗旨,促进国内外学术交流,沟通科研与产业的联系。

光学设计是光学产业的高级技术之一,在光电、半导体、汽车等行业中起着重要的作用。为了深入研讨光学设计技术,探索光学设计最新理念、成功案例,《激光与光电子学进展》将于2008年12期推出“光学设计”专刊,现向光学设计研发、应用人员公开征稿,具体要求如下:

1. 来稿可以为综述、研究论文和实例分析,综述要求内容全面,能反映最新研究进展;研究论文要求具有创新性;实例分析要求应用性强,分析深入,有一定的代表性;

2. 综述要求第一作者有丰富的光学设计经验,在某一方面有较深入的研究或者能够纵观全局,字数不限;

3. 研究论文和实例分析字数在5000~10000,优秀文章更可获得光学设计专家的点评和指导;

4. 本次专题征稿截止时间为2008年10月15日,可在本刊主页投稿或通过信箱投稿 lop@siom.ac.cn,如有问题欢迎垂询(021-69918166);

5. 本次专题征稿审稿通过,在本刊发表不收取版面费;本期光学设计专刊,同期报道上海光机所第5届光学设计高级讲习班、光学设计大赛,欢迎投稿,敬请关注。

《激光与光电子学进展》编辑部

2008-06-23