

文章编号: 1001-3806(2010)02-0181-04

分布 Er:YAG 激光对皮肤光致热分解作用数值分析

范晓红, 李正佳*, 周海, 何艳艳

(华中科技大学 光电子科学与工程学院 武汉光电国家实验室, 武汉 430074)

摘要: 为了计算分布 Er:YAG 激光皮肤治疗中微尺寸调 Q Er:YAG 对皮肤组织光致热分解作用中的压力曲线, 采用分布 Er:YAG 激光皮肤软组织光致热分解作用的数学模型进行数值计算, 得到将激光功率密度控制在合适范围内, 能使皮肤组织快速汽化而不碳化, 且在该功率密度范围内受照皮肤组织内部形成很短持续时间强大压力的结果。结果表明, 合适的功率密度的分布调 Q Er:YAG 激光皮肤治疗, 能达到皮肤周围组织损伤小、手术疼痛感少的效果。该计算结果与国外的实验报道基本吻合。

关键词: 医用光学与生物技术; 分布激光; 调 Q Er:YAG; 光致热分解

中图分类号: Q631 **文献标识码:** A **doi:**10.3969/j.issn.1001-3806.2010.02.011

Numerical simulation of photo-thermolysis interaction of skin induced by fractional Er:YAG laser

FAN Xiao-hong, LI Zheng-jia, ZHOU Hai, HE Yan-yan

(Wuhan National Laboratory for Optoelectronics, College of Optoelectronic Science and Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China)

Abstract: In order to calculate the pressure of the photo-thermolysis induced by the microscopic laser beam during fractional laser resurfacing, numerical simulation was performed by means of the mathematics model of the photo-thermolysis interaction between fractional Er:YAG and skin. The results are that the skin tissue can be evaporated other than carbonized immediately and a great pressure with very short pulse duration will appear, if the laser power density was controlled within a reasonable range. It is concluded that reasonable laser power density during fractional Er:YAG treatment can minimize the pain and the laser-induced thermal injury to the surrounding tissues during surgery. The computing results are consistent with the experiment results reported abroad.

Key words: medical optics and biotechnology; fractional laser; Q-switched Er:YAG; photo-thermolysis

引言

含水软组织和含羟磷灰石的硬组织对波长为 2.94 μm 的 Er:YAG 激光具有强烈吸收, 因此 Er:YAG 激光在医学领域被广泛应用。目前用于医学治疗的 Er:YAG 激光是脉宽为几百毫秒的自由运行脉冲激光器, 虽然与其它激光相比, Er:YAG 激光对周围组织的热损伤较小, 但仍不能忽略^[1]; 而调 Q Er:YAG 激光的脉宽小于水的最小热弛豫时间^[1], 对周围组织的热损伤非常小。

分布式激光治疗是 2004 年 MANSTEIN^[2] 等人报道的一种全新的皮肤治疗方式, 采用激光在皮肤表面

进行点阵式治疗, 利用小光斑尺寸高功率密度的激光, 在组织内每个微小区域形成光致热分解作用, 治疗点周围组织损伤和热残留达到最小; 因治疗区域微小, 而周围完好组织能协助其热损伤愈合, 因此能达到恢复快的效果^[2]。2006 年 RAHMAN^[3] 等人对分布激光治疗中的皮肤纹理改善进行了一定研究, HASEGWA^[4], BABA^[5], HANTASH^[6] 等人利用分布式激光进行了痤疮和皱纹治疗, 取得了一定疗效, 但是没有达到理想的胶原蛋白再生的效果。随着 Er:YAG 激光技术和光传导技术的改进^[7-10], 高能量 Er:YAG 激光被用于分布激光皮肤治疗, 且能获得相对较好的治疗效果^[9-10]。但是, 如何合理控制激光参量, 使分布 Er:YAG 激光治疗达到理想的效果还需要深入研究。

作者建立了 Er:YAG 激光与皮肤软组织光致热分解作用模型, 并依据该模型对光致热分解中的压力进行了数值计算。

作者简介: 范晓红(1977-), 女, 讲师, 博士研究生, 主要从事激光医疗器械及其应用的研究。

* 通讯联系人。E-mail: zhjli@mail.hust.edu.cn

收稿日期: 2009-03-23; 收到修改稿日期: 2009-05-16

1 理论模型

组织表面接受激光照射后,沿着光传播的方向形成温度和压力扰动;当入射的激光为短脉冲激光时,组织吸收激光产生瞬间温升,当温升达到水汽化温度时,蒸发开始,组织体积增大对周围组织产生很强的压力,在热传导轴向方向压力所引起的应力波起主要作用,当这种应力波大于组织内的静压力时,组织就在这种作用下被撕裂而移除,即是光致热分解作用^[11]。

光致热分解中的压力来自组织吸收激光能量后向外蒸发时对组织产生的反向压力,计算光致热分解中的压力即是计算水蒸气蒸发时对组织内产生的压力。关于压力的数值计算可分成4步:(1)计算激光作用组织表面的温度,组织表面的温度直接影响相关热力学参量,因组织表面的 Er:YAG 激光作用深度很浅,几乎可将表面作用区间考虑为一层水膜;(2)确定组织表面水蒸气的流速,水蒸气的流速决定着在跳变面上的冲量、压力等;(3)确定水和水蒸气的跳变条件;(4)确定热力学方程,在跳变界面上确定质量守恒、动量守恒、能量守恒等控制方程,通过数值计算可以得到一定条件下跳变界面的压力值。选取激光作用中心点为坐标原点,以垂直于皮肤向内为传导正向 z 轴,模型如图 1 所示。

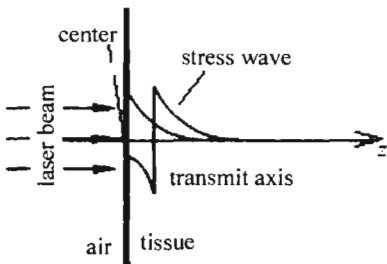


Fig. 1 The sketch map of numerical model

1.1 组织表面温度

波长为 $2.94\mu\text{m}$ 的 Er:YAG 激光对水的吸收系数为 12000cm^{-1} ^[12],光穿透距离大约为 $0.8\mu\text{m}$,可将激光作用区域考虑为一个水膜层,组织表面的温度近似为该水膜平均温度。考虑单个脉冲激光的作用,将皮肤组织看作为具有水的光学参量的 1 维传热组织。忽略水的温度及相变对激光吸收和散射系数特性的影响,依照 Lambert-Beer 定律,对于强度为 I_0 、光斑半径为 w 的激光光束在吸收系数为 a 的物质内传播,光强度以吸收系数的指数形式衰减。单个激光脉冲在吸收系数为 a 的水性皮肤组织内的传输,在组织深度 z 处光强由下式给出:

$$I(z) = I_0 \exp(-az) \quad (1)$$

组织深度 z 处单位体积皮肤组织,单位时间内吸收的

能量 $S(z)$ 由下式给出:

$$S = -\frac{\partial I(z)}{\partial z} = aI_0 \exp(-az) \quad (2)$$

设定组织 z 处温度为 $T(z,t)$,则皮肤组织内 1 维热传导方程可表示为:

$$\rho c \frac{\partial T(z,t)}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T(z,t)}{\partial z^2} + S(z) \quad (3)$$

式中, ρ 为组织密度, c 为组织比热容, k 为热传导系数。

对于分布激光治疗:其一,因为组织对 $2.94\mu\text{m}$ 的强烈吸收,照射到皮肤组织内的 Er:YAG 几乎被受照组织全部吸收^[12];其二,当激光单脉冲的持续时间 τ 足够短,小于组织的热弛豫时间,组织内几乎无热传递过程;另外,分布激光治疗单个治疗点之间相对独立,相互之间可忽略热影响。因此在激光作用期间,对于单个的分离治疗区域可忽略组织热传导的影响^[11-12],则单个治疗区域内热传导方程可简化为:

$$\rho c \frac{\partial T(z,t)}{\partial t} = aI_0 e^{-az} \quad (4)$$

求解微分方程(4)式,得组织内 z 处的温度表达式如下:

$$T = \begin{cases} T_0 + \frac{aI_0 t}{\rho c} e^{-az}, & (t < \tau) \\ T_0 + a \frac{I_0 \tau}{\rho c} \left(\frac{\tau}{t}\right)^{\frac{1}{2}} e^{-az}, & (t \geq \tau) \end{cases} \quad (5)$$

式中, τ 为脉宽,单位体积组织内的水要达到沸腾温度 T_v 需要能量为 $\rho c(T_v - T_0)$,单位体积内水转化为水蒸气需要汽化热 L ,则单位体积的水性组织汽化所需要的能量为 $\rho c(T_v - T_0) + L$ 。

1.2 表面水蒸气的流速

计算模型中考虑蒸气面从表面逐渐向内层扩散,而水蒸气以与蒸气面相同的速度向外扩散,则蒸气面的扩散速度即是表面水蒸气的流速 u ,则流速可用下式表示^[13]:

$$u = aI_0 \tau / [\rho c(T_v - T_0) + L] \quad (6)$$

上式表明,当给定 $[\rho c(T_v - T_0) + L]$ 的值,表面水蒸气流速 u 由脉宽 τ 和脉冲强度 I_0 决定。

1.3 水与水蒸气的跳变条件

当单个 Er:YAG 激光脉冲照射到组织内,使得皮肤浅表层内的组织温度瞬间升高达到汽化条件,则汽化面从激光与组织的作用表面沿 z 轴向组织内部扩散,并在某个深度处截至,此面即为水到水蒸气的跳变界面^[14]。由前面的分析可知,对于脉冲时间远小于水的热弛豫时间的短脉冲调 Q Er:YAG 激光,在单个激光脉冲持续期间,对周围组织的热传导可忽略,则光对

皮肤组织的作用深度局限在光穿透深度以内,光穿透深度 L_{optic} 表达式为:

$$L_{optic} = 1/a \quad (7)$$

单个脉冲的激光能量被光斑半径 w 、厚度为 $1/a$ 的柱形皮肤组织瞬间吸收,该区域内组织汽化,而 $1/a$ 深度以下为正常组织,则 $z = 1/a$ 为单个脉冲作用下的组织的汽化组织到正常组织的跳变界面。

1.4 热力学方程

水蒸气的汽化面向内传导,而汽化组织向外以速率 u 运动,在水与水蒸气的跳变界面处突变^[14],向外运动的汽化组织对组织内产生反向的压力作用,组织作用示意图见图2。

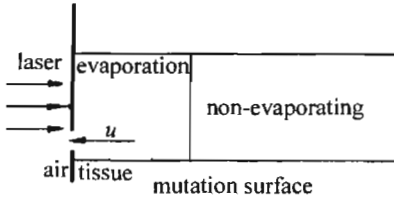


Fig. 2 The sketch map of the mutation surface

可假设水蒸气为理想气体,遵从 Boyle 和 Gay-Lussac 定律,则水蒸气内能只是温度的函数^[11],其中 c_v 为比定容热容:

$$E = c_v T \quad (8)$$

由前面分析可知,水与水蒸气的跳变界面为 $z = 1/a$,将半径为 w 、厚度为 $1/a$ 的柱形表面皮肤组织考虑为一个整体,整体温度考虑为平均温度,考虑跳变界面上生物组织的质量守恒原理、动量守恒原理和能量守恒原理^[13-14],可得到如下的计算方程:

质量守恒方程:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(\rho u) = 0 \quad (9)$$

动量守恒方程:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u) + \frac{\partial}{\partial z}(\rho u^2) = -\frac{\partial p}{\partial z} \quad (10)$$

能量守恒:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho E) + \frac{\partial}{\partial z}(\rho E u) = -\frac{\partial u}{\partial z}(\rho u) + S \quad (11)$$

2 计算结果

将皮肤软组织假定为具有水的热力学和光学参量的介质^[13-17],选取相关的参量如下:密度 $\rho = 1\text{g/cm}^3$,比热容 $c = 4.18\text{J/(g} \cdot \text{K)}$,水对 Er:YAG 的吸收系数 $a = 12000\text{cm}^{-1}$,水汽化热 $L = 2.25\text{kJ/cm}^3$,皮肤组织的初始温度 $T_0 = 37^\circ\text{C}$,蒸发沸腾温度 $T_c = 100^\circ\text{C}$,脉宽 $\tau = 92\text{ns}$,光斑直径为 $2\mu\text{m}$ 。

考虑到分布 Er:YAG 激光皮肤治疗中的作用只是利用水蒸发产生的压力,而不能在组织表面产生碳化。

控制激光能量使组织汽化而不碳化(大于 150°C),组织表面温度变化曲线和所需的能量密度如图3所示。

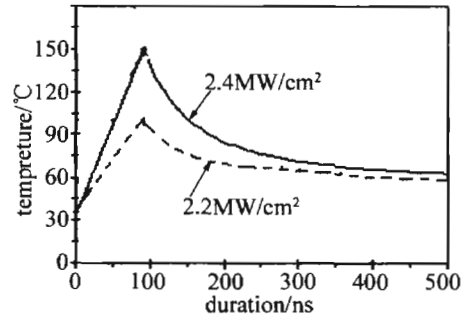


Fig. 3 The temperature curve of the skin surface with Er:YAG laser radiation (with duration 92ns and diameter $2\mu\text{m}$)

由图可知,当 Er:YAG 激光脉冲为 92ns、光斑直径为 $2\mu\text{m}$ 时,激光的能量密度在 $2.2\text{MW/cm}^2 \sim 2.4\text{MW/cm}^2$ 之间变化,则可保持组织汽化而不碳化。

由(5)式~(11)式通过进一步数值计算,得到皮肤软组织的跳变界面处中点压强变化曲线,如图4所示。

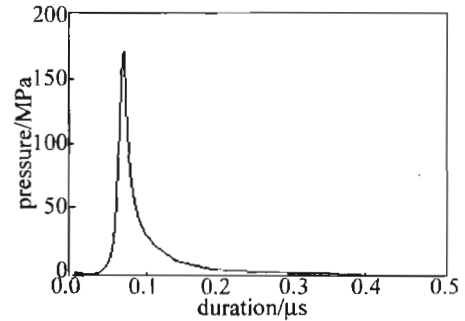


Fig. 4 The pressure curve of the mutation surface with Er:YAG laser radiation (with power density 2.2MW/cm^2 , pulse duration 92ns and diameter $2\mu\text{m}$)

由图可知,Er:YAG 激光辐射下组织内光致热分解产生的压力持续时间不到 $0.1\mu\text{s}$,而产生的瞬间压力很强,易于将组织热分解。分析产生该现象的原因有两点:(1)小光斑尺寸波长为 $2.94\mu\text{m}$ 的 Er:YAG 激光处在水的吸收最高峰,在组织内的穿透深度和表面作用区域都很小,整个作用区间相当小;(2)高能量密度的调 Q Er:YAG,其激光脉冲时间小于水对 Er:YAG 激光的热弛豫时间,在组织内的热传导可忽略,因此,激光的能量瞬间被组织全部吸收转化为组织内能,这样瞬间增加的组织内能瞬间在小范围内释放,产生强的压力。

理论计算结果与国外相关的实验研究报道基本吻合^[18]。图5a显示,自由运行激光脉冲产生的热蚀除作用周围偏移很大;图5b显示,调 Q 脉冲激光周围组织的热损伤区域较小,且边缘光滑。由此可见,调 Q Er:YAG 激光形成光致热分解的作用区域比较受限,对周围组织热损伤小。

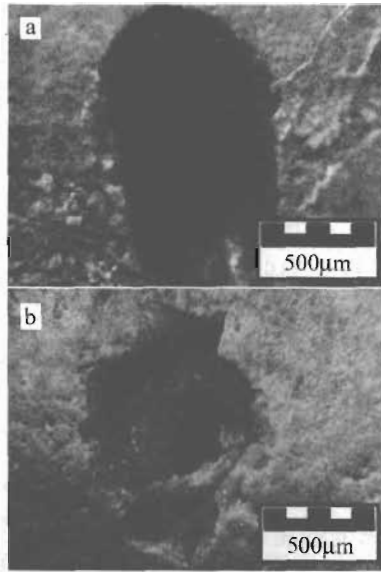


Fig. 5 Urinary stones lithotripsy with Er:YAG laser radiation
 a—in free-running regime, 200 pulses with energy 400mJ and length 380µs
 b—in Q-switched regime, 100 pulses with energy 23mJ and length 80ns

3 结论

作者建立了 Er:YAG 激光与皮肤软组织光致热分解作用模型,并依据该模型对光致热分解中的压力进行了数值计算。结果显示:在分布式 Er:YAG 激光皮肤治疗中,当脉冲的脉宽为 92ns、激光光斑直径为 2µm 时,控制能量密度在 $2.2\text{MW}/\text{cm}^2 \sim 2.4\text{MW}/\text{cm}^2$ 之间,则可使组织汽化而不碳化;短脉冲 Er:YAG 激光能够在组织内产生很强的压力,且压力持续时间很短,短脉冲激光在组织内几乎无热积累和热损伤。计算结果与国外的实验报道相吻合。

参 考 文 献

- [1] GEORGESCU S, TOMA O, TOTIA H. Intrinsic limits of the efficiency of erbium 3µm lasers [J]. IEEE J Q E, 2003, 39(6): 722-732.
- [2] MANSTEIN D, HERRON G S, SINK R K, et al. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury [J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2004, 34(5): 426-438.
- [3] RAHMAN Z, ALAM M, DOVER J S, et al. Fractional laser treatment for pigmentations and texture improvement [J]. Skin Therapy Letter, 2006, 11(9): 7-11.
- [4] HASEGAWA T, MATSUKURA T, MIZUNO Y, et al. Clinical trial of a laser device called fractional photothermolysis system for acne scars [J]. Journal of Dermatology, 2006, 33(9): 623-627.
- [5] BABA M, BAL N. Efficacy and safety of short-pulsed erbium: YAG laser in the treatment of acquired melanocytic nevi [J]. Dermatol Surg, 2006, 32(2): 256-260.
- [6] HANTASH B M, BEDI V P, SUDIREDDI Y V, et al. Laser-induced transepidermal elimination of dermal content by fractional photothermolysis [J]. Journal of Biomedical Optics, 2006, 11(4): 11-15.
- [7] MING H J, ARASH K A. Fractional photothermolysis: a review and update [J]. Seminars in Cutaneous Medicine Surgery, 2008, 27(1): 63-71.
- [8] DIERICKX C, KHATARI K, ALTSHULS G, et al. Fractionated delivery of Er:YAG laser light to improve the efficacy and safety of ablative resurfacing procedure [J]. Lasers in Surgery and Medical, 2007 (s19): 16.
- [9] POZNER J N, GLANZ S, GOLDBERG D J. Fractional erbium resurfacing: histologic and early clinical experience [J]. Lasers in Surgery and Medical, 2007(s19): 73.
- [10] KAREN R, MATTEW K, HUMPHREYS H R, et al. Ablative laser resurfacing: high-energy pulsed carbon dioxide and erbium: yttrium-aluminum-garnet [J]. Clinics in Dermatology, 2007, 25(5): 462-473.
- [11] COURAN R, FREERICKS K O. Ultrasonic velocity flow and Shock wave [M]. Beijing: Science Press, 1986: 1-29 (in Chinese).
- [12] NIEMZ M H. Laser-tissue interactions fundamentals and applications [M]. 2nd ed. Beijing: Science Press, 2005: 53-61 (in Chinese).
- [13] WEI H J, XING D, HE B H, et al. Thermal change on optical penetration depth in human prostatic hyperplasia tissue in vitro [J]. Laser Technology, 2008, 32(3): 244-247 (in Chinese).
- [14] VOGEL A, VENUGOPALAN V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues [J]. Chem Rev, 2003, 103(2): 577-644.
- [15] TANG F, NIU Y X, ZHANG Ch, et al. Calculation of thermal effect in skin-tissue induced by laser [J]. Laser Technology, 2008, 32(5): 542-544 (in Chinese).
- [16] WEI H J, HE B H, CHEN X M, et al. Pathological changes and thermal coagulation of human liver tissue induced changes in the optical-penetration depths in vitro [J]. Laser Technology, 2007, 31(1): 31-34 (in Chinese).
- [17] LIU L, LI Zh J. Theoretical investigation of opto-thermal transfer in human dentine irradiated by Nd:YAG laser [J]. Laser Technology, 2006, 30(4): 373-376 (in Chinese).
- [18] KORANDA P, JELÍNKOVÁ H, NEMEC M, et al. Er:YAG laser radiation for soft and hard urological tissue treatment [J]. SPIE, 2006, 6078: 1-9.