

文章编号: 1001-3806(2006)04-0373-04

Nd YAG 激光辐照牙齿的光热作用理论研究

刘 莉¹, 李正佳²

(1. 武汉科技学院 电信系, 武汉 430073; 2. 华中科技大学 激光技术与工程研究院, 武汉 430074)

摘要: 激光辐照牙齿时所产生的温升容易引起牙髓细胞不可逆的损伤, 导致牙髓细胞坏死, 因此必须对相关的激光参数加以控制。建立了激光与牙齿相互作用的热传输模型, 利用 Crank-Nicolson 有限差分法数值模拟了不同 Nd YAG 激光参数照射下牙齿表面及内部的温度场的分布。计算结果表明, 激光脉冲的宽度、间隔、个数决定了牙齿表面和牙髓腔壁的最终温度, 将激光的总能量分配到几个脉冲之中, 导致了牙齿表面温度的降低; 而在牙髓腔壁出现了相反的情况, 即脉冲数越多, 牙齿内壁的温度也就越高。对相关的光热机理进行了探讨, 提出控制单脉冲能量是光热蚀除牙齿应采用的最佳措施。

关键词: 激光技术; Nd YAG 激光; 牙本质; 光热作用; 热扩散; 理论研究

中图分类号: R318.51 **文献标识码:** A

Theoretical investigation of opto-thermal transfer in human dentine irradiated by Nd YAG laser

LIU Li¹, LI Zheng-jia²

(1. Department of Electronic Communication, Wuhan University of Science and Engineering, Wuhan 430073, China; 2. Institute of Laser Technology Engineering, HUST, Wuhan 430074, China)

Abstract: The major concern during laser irradiation of teeth is the high potential of tissue overheating resulting high temperatures that can spread in toward the dentin, causing irreversible damage to cells presented in the pulp chamber and leading to cell death, so the related laser irradiation parameters should be controlled strictly. The thermal diffusion model in dentin is built and the distribution of temperature field at the surface and subsurface region of dentin irradiated by Nd YAG laser with different parameters is simulated numerically using Crank-Nicolson finite differential method. Calculation results show that the final temperature at the surface of dentin and at the pulp chamber wall depends on the pulse duration, interval and numbers. Laser irradiation by dividing total energy into several laser pulses leads to lower temperature at the dentin surface, while the reverse situation occurs at pulp region, the higher temperature is achieved with increasing pulse numbers. The related opto-thermal mechanism is discussed and it is put forward that controlling the energy of the single laser pulse is the optimum measure for opto-thermal ablation of dentin.

Key words: laser technique; Nd YAG laser; dentine; opto-thermal ablation; thermal diffusion; theoretical investigation

引 言

激光技术已经成为硬组织蚀除、口腔手术、激光理疗、牙齿脱敏治疗等牙科应用领域中重要的治疗手段。例如, 利用光热作用去除龋损的牙本质、熔化牙本质表层, 封闭牙本质小管, 消除牙齿过敏现象。这些手术都不可避免地引起周围组织的温升。因此, 在激光照射牙齿时, 人们所关心的就是组织过热会产生高温, 向牙本质中传播, 引起牙髓腔中细胞不可逆的损伤, 导致牙髓细胞坏死^[1]。

在实际应用中, CO₂ 激光只能用导光臂传输, 严重限制了在牙科医疗上的应用。Nd YAG(1064nm)激光可以用光纤传输, 其牙科医疗设备已经成熟, 研究这种波长激光对牙齿的热作用是非常有意义的。人们已经对激光辐射对牙髓腔的影响进行了一些研究, 但这些结果是有争议的。一些报道认为激光辐射对牙髓没有影响, 而另一些人却认为有不同程度的损伤。POWELL 等人^[2]的研究结果显示, 温升 6℃会引起牙髓的不可逆的损害, 温升 11℃可以引起牙髓细胞的死亡。值得注意的是, 文献中使用的 Nd YAG 激光的参数是多种多样的, 对于 Nd YAG 激光照射牙齿产生的热效应的报道也有点混乱。

在作者以前的工作中, 曾经利用光热效应对 Nd YAG 激光防龋作用进行了实验研究^[3], 本次工作将对 Nd YAG 激光辐照牙齿的光热转换进行理论研

作者简介: 刘 莉 (1972-), 女, 博士, 副教授, 从事激光生物医学方面的研究工作。

E-mail: li_liu2006@yahoo.com.cn

收稿日期: 2005-6-28; 收到修改稿日期: 2005-09-09

究。本文中建立了激光与牙齿相互作用的热传输模型,利用 Crank-Nicolson数值有限差分法建立了差分格式,编制了程序,对不同激光参数照射下牙齿内部的温度场进行了数值模拟,并对相关的光热机理进行了探讨,提出了光热蚀除牙齿,为防止牙髓腔温升过高应采用的最佳措施。

1 激光与牙齿相互作用的热传输模型

激光在通过组织时,组织对激光的吸收产生热量的积聚。在激光与组织相互作用中,同时应考虑到有一部分热量流失,它们以热传导、热对流或热辐射为基础。由于牙齿组织的低的灌注率,所以在近似计算中,热对流是可以忽略的^[4]。热辐射符合 Stefan-Boltzman定律,由于在激光与牙齿组织相互作用中,所达温度属于中等,所以热辐射被忽略。热传导是热量丢失的因素中应该考虑的一项,并且它是热量传播到未被曝光的组织中的主要机理。由热力学基本定律以及热扩散方程得到:

$$\rho c T = \kappa \nabla^2 T + S \tag{1}$$

式中, ρ 为组织密度, c 为比热容, T 为组织的温度, κ 为热导率, ∇^2 为拉普拉斯算符, S 为吸收激光辐射而产生的热量。对于 Nd:YAG激光与牙齿相互作用,对于所研究的样品的厚度和常采用的光斑尺寸,一维近似是有效的,在一维近似情况下, (1)式变为:

$$\rho c \frac{\partial T(z,t)}{\partial t} = \kappa \frac{\partial^2 T(z,t)}{\partial z^2} + S(z,t) \tag{2}$$

(2)式即为激光与牙齿相互作用的热传输模型。为

时间, z 为垂直于组织表面的坐标。 $S(z,t)$ 可以由一维光学扩散方程计算出:

$$S(z,t) = \mu_a I(0,t) \exp(-\mu_{\text{eff}} z) \tag{3}$$

式中, $I(0,t)$ 为激光的入射强度, μ_a 为吸收系数, μ_{eff} 是有效衰减系数, 定义为:

$$\mu_{\text{eff}} = \{3\mu_a [\mu_a + (1 - g)\mu_s]\}^{1/2} \tag{4}$$

式中, g 是各向异性系数, μ_s 是散射系数。

2 差分格式的建立及计算参数

Crank-Nicolson方法对于热传导方程是无条件收敛的。空间差分采用中心差分格式,时间差分采用后向差分格式^[5,6],则 (2)式以矩阵的形式表示为:

$$(I - \frac{1}{2} A) T^{h+1} = (I + \frac{1}{2} A) T^h + D S^h \tag{5}$$

式中, I 为单位矩阵, A 为三对角矩阵, h 为时间节点, T 为温度矢量, $h=1$ 时, $T_i^1 = 37^\circ\text{C}$, i 为空间节点, S 为热源矢量。

$$T = \frac{\kappa \Delta t}{\rho c \Delta z^2}, D = \frac{\Delta t}{\rho c} \tag{6}$$

式中, Δz 为空间步长, Δt 为时间步长。

选取介质的厚度为 1.5mm, 1.5mm 处的温度定为牙髓腔壁的温度。牙本质的光学及热学参数由表 1 给出。激光参数选取的基本原则是使入射的总能量密度低于牙本质相变的阈值, MORIYAMA^[11] 的实验获得相变阈值为 $180\text{J}/\text{cm}^2$, 取激光光斑面积为 0.005cm^2 , 入射总能量为 800mJ, 分别对脉宽为 1ms 和 50ms, 脉冲间隔 200ms, 脉冲数为 1, 2, 4, 8 的几种情况, 对激光与牙齿热作用进行数值模拟。

Table 1 Thermal and optical constants of dentine^[7] ($\lambda = 1064\text{nm}$)

density ρ	specific heat c	thermal conductivity κ	scattering coefficient μ_s	absorption coefficient μ_a	anisotropy parameter g
$2.1\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$	$1.17\text{J} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	$6.3 \times 10^{-3}\text{W} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	260cm^{-1}	3cm^{-1}	0.93

3 模拟结果与分析

图 1 中给出了脉宽为 1ms 的激光脉冲照射下牙齿内部热分布情况的数值模拟结果。在短脉宽、单脉冲激光照射下,产生的热量主要集中在照射点附近,牙髓腔壁没有较明显的温升 (见图 1a);随着脉冲数的增加,高温区由照射点向牙齿内部扩展,牙髓腔壁温升增加,脉

冲数越多,高温区范围越大,但高温区的温升最大值下降 (见图 1b~图 1d)。也计算了脉宽为 50ms 的激光脉冲照射下牙齿内部温度场分布情况。发现增大激光脉宽 (50ms),激光的照射时间增加,这将使得牙齿表面的热量有足够的时间扩散向牙齿内部,同样导致牙

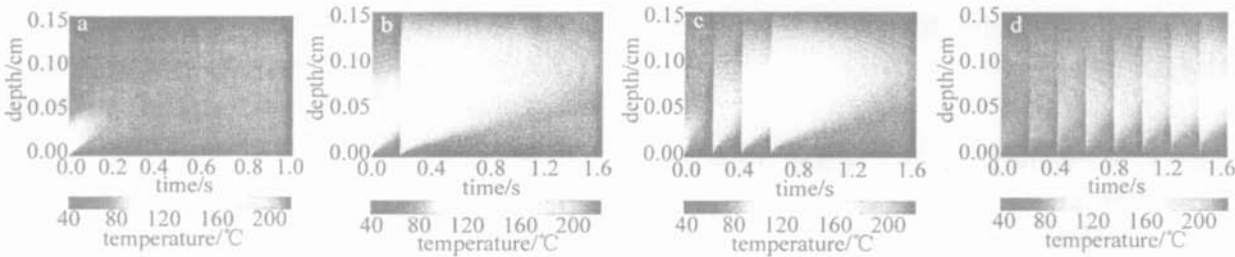


Fig 1 Dentine internal thermal distribution irradiated by laser pulses of 1ms
a—laser radiation of 1 pulse b—laser radiation of 2 pulses c—laser radiation of 4 pulses d—laser radiation of 8 pulses

齿内部的高温区扩展,牙髓腔壁的温升增加。因此,在相同能量激光照射下,激光脉宽越大,邻近牙组织的热损伤区域就越大,牙髓腔壁的温升越大。脉宽为 1ms, 50ms 的激光脉冲入射时,牙齿表面温度随时间变化及牙齿内部各处温升峰值随位置的变化数值模拟结果由图 2~图 5 给出。在图 2~图 5 中,第 1, 2, 3, 4 组对应脉宽 1ms 脉冲个数为 1, 2, 4, 8 的情况;第 5, 6, 7, 8

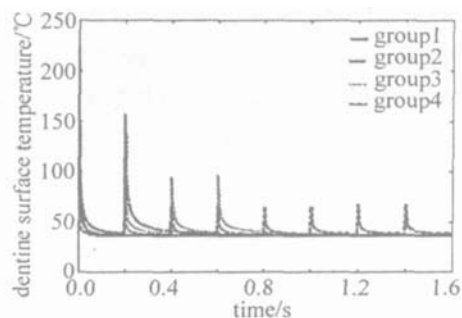


Fig 2 Temperature evolution at dentine surface irradiated by laser pulses of 1ms

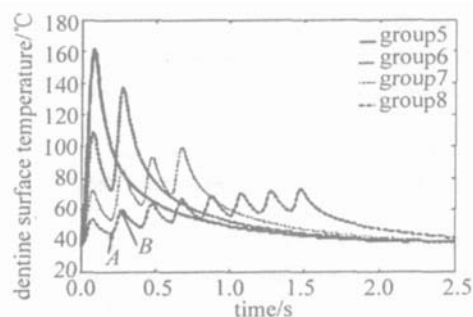


Fig 3 Temperature evolution at dentine surface irradiated by laser pulses of 50ms

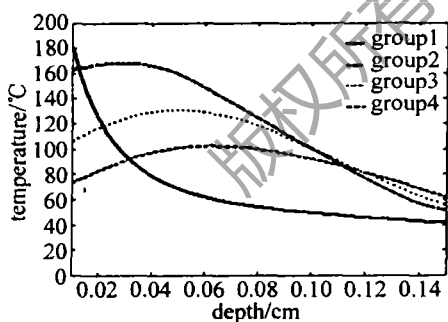


Fig 4 Variation of the highest temperature with depth in dentine irradiated by laser pulses of 1ms

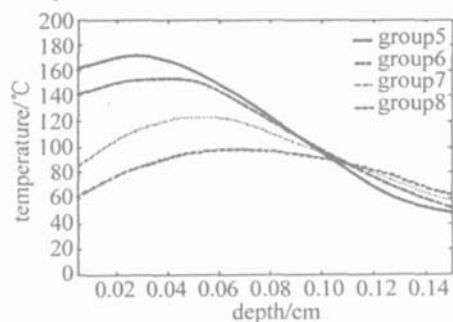


Fig 5 Variation of the highest temperature with depth in dentine irradiated by laser pulses of 50ms

组对应脉宽 50ms 脉冲个数为 1, 2, 4, 8 的情况。由图 2、图 3 可以看到,随着脉冲个数的增加,牙齿表面温升的峰值下降。对于 1ms 脉宽的激光入射,单脉冲激光可以使牙齿表面温升峰值达到 223°C。而对于 2, 4, 8 个脉冲,其牙齿表面温升的峰值要比单脉冲低。50ms 单脉冲激光照射后,牙齿表面的最大温升约 162°C,要比短脉冲入射情况低约 59°C。50ms 脉宽的多脉冲照射时,由于选取的脉冲间隔 (200ms) 不是远大于激光脉宽,在下一个脉冲作用之前,作用点的热量来不及通过热传导全部扩散出去,牙齿表面温度的极大值、极小值 (见图 3 中的 A 点和 B 点) 都将随脉冲照射次数的增多而增加。在总的入射激光能量不变的情况下,脉冲个数越多,单脉冲能量所含越小,极值点的增量就越小。例如,对于 4 个脉冲入射情况,脉冲每照射一次,牙齿表面温度的极小值增加约 10°C;而对于 8 个脉冲入射情况,脉冲每照射一次,牙齿表面温度的极小值增加约 4°C。虽然用 1ms 单脉冲激光照射牙齿时,牙齿表面温升最高,但是获得的牙髓腔壁的温度却最低 ($\approx 42^\circ\text{C}$)。随着脉冲个数的增加,牙髓腔壁的温度逐渐增加 (见图 4),这种情况恰好与牙齿表面温升相反。这可归因于多脉冲照射下,单一脉冲所含能量低,产生的热量较小,对作用点的温升并不高,而且脉冲个数越多,单一脉冲对作用点的温升越低;另外,由于较长的脉冲间隔,使得牙齿表面的热量有足够的时间耗散,并传向牙齿内部,导致牙髓腔壁的温升增加,牙齿表面温度随脉冲个数增加反而下降。用 50ms 脉冲激光照射所获得的牙髓腔温升规律与用 1ms 脉冲激光照射类似 (见图 5)。图 6 中给出了用 1ms, 50ms 激光脉冲照射时,牙髓腔壁的最高温度随入射激光脉冲个数的变化关系。可以看到,随着脉宽或脉冲个数的增加,牙髓腔壁温度最大值均有所增加,但在脉冲个数较多的情况下,这种增加的趋势变缓。因此,与单脉冲相比,增大脉宽或者是将激光能量分布在各个脉冲之中,都会导致牙齿表面温度的降低和牙齿内壁温度的升高。

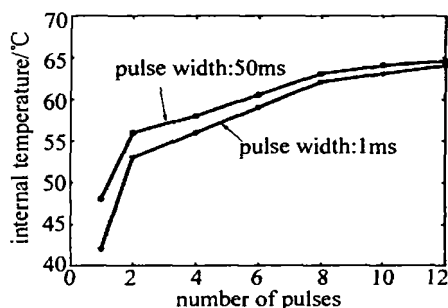


Fig 6 Variation of the highest temperature at pulp wall with number of laser pulses

4 讨论

计算结果显示,将激光的总能量分配到几个脉冲

之中,导致了牙齿表面温度的降低;激光脉冲的宽度、间隔、个数决定了最终的温度,如果脉冲间隔不是远大于脉宽,多脉冲照射下,在牙齿表面出现了热量的累积。然而在牙齿内壁出现了相反的情况:脉冲数越多,牙齿内壁的温度也就越高。

热蚀除的目的是快速加热要蚀除的组织,使其在很短的时间内达到产生相变所需的高温,在热量传递到周围组织之前移除热的组织,这就要求选取激光参数时必须满足:(1)激光与牙齿热作用的表面温升要在短时间达到相变所需的温度;(2)牙齿内部的高温区尽可能小;(3)牙髓腔壁的温升要小。由以上的分析可知,与长脉冲相比,短脉冲激光与牙齿热作用的表面温升快,牙齿内部高温区小,牙髓腔的温升小,应尽量选用短脉宽单脉冲激光对牙齿热蚀除。然而在实际应用中,短脉宽单次脉冲很难达到所需的蚀除深度。脉冲个数的增加会导致蚀除深度的增加,以及牙髓腔温升的增加。在要求的蚀除深度下,如果减小激光的脉宽,则势必要增加激光脉冲个数,才会达到所要求的蚀除深度;反之,如果要减小激光脉冲个数,则又必须增加激光的脉宽,因此,在实际应用中要考虑二者的权衡。在用多脉冲激光对牙齿进行蚀除时,应控制单个脉冲能量,使其刚好为达到牙齿表层相变所需的能量,这样一方面没有多余的能量扩散到牙齿内部,产生热量的累积,另一方面热的组织被蚀除,不会将热量传递给周围的组织。

5 结 论

建立了激光与牙齿相互作用的热传输模型,对不同激光参数照射下牙齿内部的热分布进行了数值模拟,并对相关的光热机理进行了探讨。提出了利用光热作用蚀除牙齿时,为防止牙齿内部温升过高应采用

的措施。在入射激光总能量不变的前提下,增加激光的脉宽或者增加激光脉冲的个数,将使牙齿表面温度的降低,牙齿内部的高温区域扩展,损坏范围增加;激光脉冲的宽度、间隔、个数决定了牙齿表面最终的温度,如果脉冲间隔不是远大于脉宽,多脉冲照射下,在牙齿表面出现了热量的累积。然而在牙齿内壁出现了相反的情况:脉宽越大,脉冲数越多,牙齿内壁的温度也就越高。在用多脉冲激光对牙齿进行蚀除时,应控制单脉冲能量,使其刚好为达到牙齿表层相变所需的能量,这样一方面没有多余的能量扩散到牙齿内部,产生热量的累积,另一方面热的组织被蚀除,不会将热量传递给周围的组织。

参 考 文 献

- [1] MORIYAMA E H, ZANGARO R A, VLLAVERDE A B *et al* Optothermal transfer simulation in laser-irradiated human dentin [J]. Journal of Biomedical Optics, 2003, 8 (2): 298 ~ 302
- [2] POWELL G, WHELANANT B, MORTON T. Carbon dioxide laser oral safety parameters for teeth [J]. Lasers on Surgical Medicine, 1990, 10 (2): 389 ~ 392
- [3] LIU L, HUANG Ch Y, LI Zh J. Investigation on caries prevention by 1.06 μ m laser [J]. Laser Technology, 2005, 29 (3): 255 ~ 257 (in Chinese).
- [4] NIEMZ M H. Laser-tissue interactions-fundamentals and applications [M]. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 1999. 53 ~ 56 (in Chinese).
- [5] MORIYAMA E H, ZANGARO R A, LOBO P D C *et al* Mathematical simulation of the thermal diffusion in dentine irradiated with Nd YAG laser using finite difference method [J]. Proc SPIE, 2002, 4610: 67 ~ 73.
- [6] UHRIG G, MEYER D, FOTH H J *et al* Transient FEM calculation of the spatial heat distribution in hard dental tissue and after R laser ablation [J]. Proc SPIE, 2001, 4249: 61 ~ 71.
- [7] FRIED D, GLENA R E, FEATHERSTONE J *et al* Nature of light scattering in dental enamel and dentine at visible and near-infrared wavelengths [J]. Appl Opt, 1995, 34 (3): 1278 ~ 1285.

(上接第 372页)

- [8] GUO M X, SHEN G Q, LU Y T. The technology of laser diode beam shaping [J]. Laser Technology, 2003, 27 (4): 357 ~ 361 (in Chinese).
- [9] DORSCH F, HENNIG P, NICKEL M. High-brightness fibre-coupled

diode laser module [J]. SPIE, 1998, 3285: 192 ~ 198.

- [10] WOLAK E L, ALTO P, ENDREIZ J G *et al* Packaged laser diode array system and method with reduced asymmetry [P]. US Patent: 6044096, 2000-03-28.