

· 讲座 ·

脉冲激光在医学中的光热效应分析

赵友全 李立勇 范世福 李小霞

脉冲激光常常被用于精确地凝固和切割生物组织。在激光外科中,利用生物组织对入射激光能量的选择性吸收,可以实现对靶组织快速的、非接触的激光致热,在鼻息肉、痣、纹身、腋臭和妇科手术中,脉冲激光都得到了广泛的应用^[1,2]。

被辐照的组织吸收光能后,通过热传导、血液灌流等方式向周围组织传递热量,引起生物分子振动加快、局部组织温度升高,从而产生光化学、光热、光声光压等生物学效应,其中光热效应是最为常用的。根据热损伤理论^[3],结合组织所产生的温升变化和作用时间,可以计算组织蛋白质分子失活的速率,判别热损伤的程度和空间分布。由于脉冲作用,组织吸收的热量不可能在短时间内迅速向周围组织传递,因此比连续输出式激光对深部组织产生的损伤相对较小,而且在两个脉冲的间隔,由于热传导的原因,使得靶组织的温度有一定的扩散时间,因此,脉冲激光具有许多连续激光所没有的优点。在此结合生物传热分析的模拟计算方法,深入讨论脉冲激光作用下组织热响应的特点,包括单个脉冲引起的靶组织温升变化,以及重复脉冲作用时脉冲宽度不同将会带来的影响,这些对正确利用激光开展临床工作,以及探索激光在生物物理作用过程方面的特点具有非常重要的意义。

脉冲激光热作用的计算

在激光临床中,YAG 激光、红宝石激光等都是采用脉冲形式输出。入射高斯光束的场强随空间位置和时间变化的规律可以用如下方程来描述:

$$E(r, z, t) = E_0 \exp\left(-\frac{r^2}{w^2} - \frac{\alpha z}{2}\right) \exp\left(-\frac{4t^2}{\tau^2}\right) \quad (1)$$

E_0 表示中心电场强度幅值, w 为光束的束腰, α 为衰减系数, τ 为脉冲宽度, z 为组织的深度方向。其光强度分布为:

$$I(r, z, t) = \frac{1}{2} \varepsilon c E^2 \\ = I_0 \exp\left(-\frac{2r^2}{w^2} - \alpha z\right) \exp\left(-\frac{8t^2}{\tau^2}\right) \quad (2)$$

$$I_0 = \frac{1}{2} \varepsilon_0 c E_0^2 \quad (3)$$

ε 为介电常数, c 为光速。激光照射到生物组织上,由于组织中有色物质(如色素、血红蛋白以及水等)吸收了光能,激光作为一热源对靶组织加热,因此结合生物传热方程,并将生物组织简化为简单的层状结构,如图 1 所示,每层的光热特性(如吸收系数、散射系数、热导率等)都是已知的,那么,通过计算机模拟方法可以计算激光作用下组织产生的温升响应。

激光作用下生物组织的温度响应方程:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = K \cdot \nabla^2 T + S - B \quad (4)$$

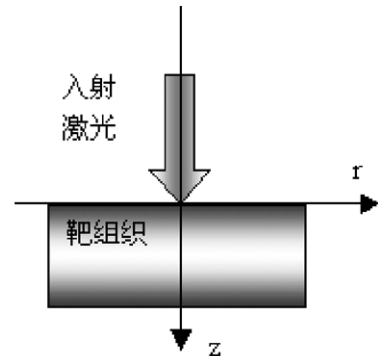


图1 光热相互作用示意图

T 为温度, S 为外热热源项, B 为血液灌流所带走的热源。在脉冲激光作用时,因为作用时间较短,靶点组织面积小,因此 B 可以忽略^[4]。激光脉冲作为唯一的热源对组织加热,热源可表示为:

$$S(r, z, t) = \mu_a I(r, z) + \mu_s \{1 + 0.5(r/w(z))^2\} I(r, z) \quad (5)$$

其中 r 表示在组织表面的任意方向, z 表示沿激光入射的方向, μ_a 和 μ_s 分别表示组织的吸收系数、散射系数,采用有限差分方法可以获得在任意时刻(或者时间间隔内)、空间任意位置(轴向 z , 径向 r)的温度分布及其变化。

单个脉冲作用的模拟分析

以 CO_2 激光和脉络膜组织的相互作用为例,此时组织的吸收系数 $\mu_a = 200 \text{ cm}^{-1}$, 散射系数 $\mu_s = 10 \text{ cm}^{-1}$, 热导率 $3 \text{ J} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{s}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$, 比热为 $3 \text{ J} \cdot \text{g}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$, 激光脉冲宽度为 2 ms , 脉冲间隔为 10 ms , 脉冲峰值功率为 1 W 。通过模拟。图 2 给出了在组织表面($z = 0 \text{ mm}$) 径向距离 r 分别为 0 mm 、 1 mm 、 2 mm 的靶组织的情况。

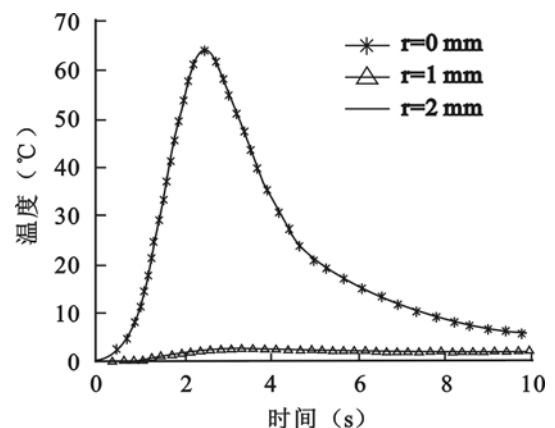


图2 脉冲激光作用下的径向温升变化曲线

从图中可以看出,当 $r = 0, z = 0$ 的靶点温度变化比其它区域的温度变化要大得多,随着 r 的增大,温升减小极为明显, $r =$

基金项目:天津市自然科学基金资助课题(No. 023602611)

作者单位:300072 天津,天津大学精仪学院生物医学工程与科学仪器系(赵友全、范世福、李小霞);天津医科大学总医院康复科(李立勇)

2 mm 时已基本看不到温升,说明单脉冲作用下组织的温升被限制在一个很小的区域内,这也是医学临床希望得到的。组织温升曲线类似单脉冲激光分布,温度上升到一定峰值开始下降,不同的是,组织温度在短时间内快速上升,下降过程却随着时间的推移,变得越来越平缓,它表明通过热传导方式向周围组织的热散失是一个非常缓慢的过程。图 3 是在轴向向上的温升变化情况。

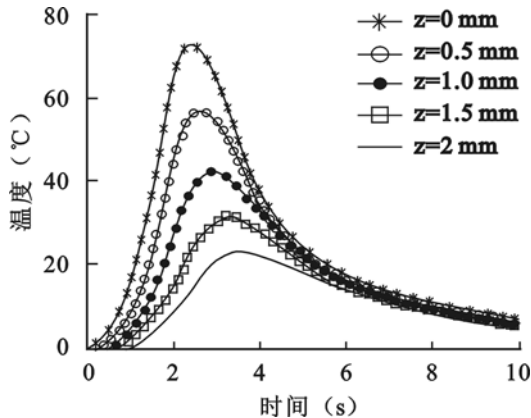


图 3 脉冲激光作用下的轴向温升变化曲线

轴向等间距($\Delta_z = 0.5$ mm)的 5 个靶点的温度在经历一个起始快速上升到达一个脉冲峰值后缓慢下降,温升变化与径向一样,类似一个脉冲。但是可以发现温升的峰值不是脉冲宽度 2 ms,而是大于 2 ms,而且 z 值越大,即在轴向越往组织深部,到达温升峰值的时间越是滞后。它说明组织表面温度开始下降的时候,组织内部的温度正在上升。这是因为组织内部温度的变化是由表面的高温区域向组织内部热传导引起的,而且随着深度的增加,它所能达到的温升峰值成倍减小,当超过一定的时间后,各处温度趋于一致。这些与实际情况是相吻合的。

重复脉冲作用的模拟计算

临床中,常用的脉冲激光往往是按照一定的重复频率输出的,那么,以一定时间间隔重复作用下组织的温升分布情况又是如何的呢?下面通过模拟计算比较在吸收系数、散射系数、输出功率以及热导率等与前面相同的情况下,连续输出的激光和脉冲激光、脉冲输出在脉冲宽度不同的情况下他们之间的区别,同样取轴向上等间距的靶点,在连续激光作用下它的温升如图 4 所示。

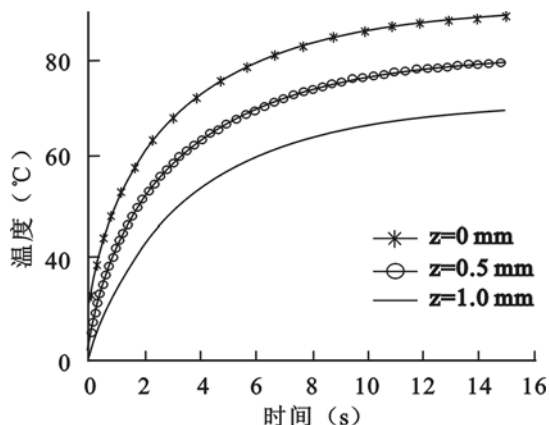


图 4 连续激光作用下的轴向温升变化

改为脉冲激光,假定其重复频率相同(200 Hz),但脉宽不同($\tau_{p1} = 2$ ms, $\tau_{p2} = 0.5$ ms),数值模拟的结果分别如图 5、图 6。

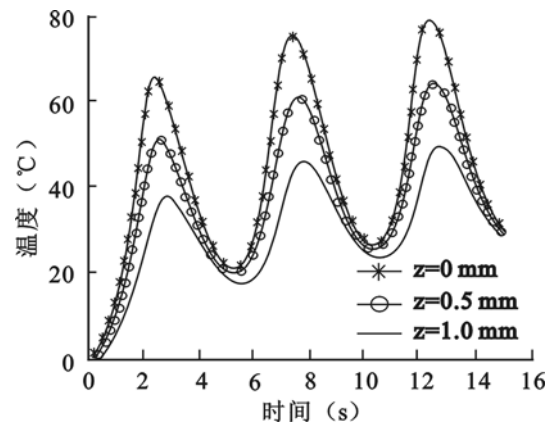


图 5 脉冲宽度为 2 ms 时的温升变化

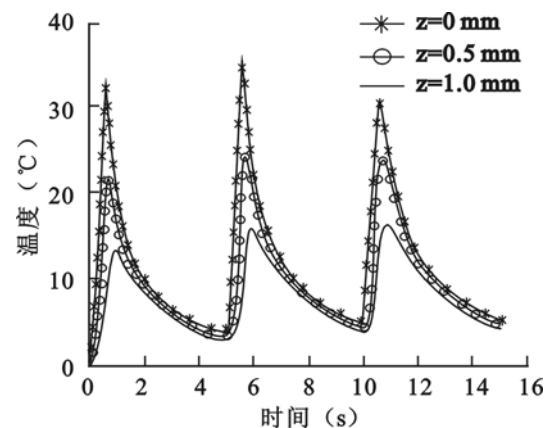


图 6 脉冲宽度为 0.5 ms 时的温升变化

由三个模拟计算结果比较发现,在相同的时间内,连续激光所产生的温升最高,如在时间 $t = 2$ ms 时,从上到下对应的温度值分别为 82 °C、55 °C、46 °C,经过 14 ms 的激光加热后,最高温度接近 140 °C,而脉冲作用下的温度最高不超过 80 °C。脉冲宽度越小,所产生的温升越小,而且连续激光使深部组织的温度随着表面温度一起上升。由此可以推论,随着时间的延长,辐照将导致较大范围内的组织产生热损伤,但是对于同样的生物组织,由于是脉冲作用,一方面,它对于组织加热所产生的温升要小得多,并且因为存在一个热散失的时间间隔,使组织不会始终保持在一个较高的温度。根据热损伤理论,脉冲激光所导致的热损伤要远远小于连续激光可能产生的结果;另一方面,比较发现,由于脉冲宽度不同,温度变化的曲线差异很大,脉冲宽度越短,温升的时间越短,所达到的最高温度越小,可见减小激光作用时间,使被作用组织产生的热损伤将会大大的减少。另外,由于脉冲宽度较小,单个脉冲的温升变化被压缩了,这样深部组织在短时间内所得到的传递过来的热量少,因此,要想不损伤深部组织,可以采用短脉冲的激光。

结 论

激光对生物组织的热作用是激光医学所需要解决的难题,

近年在临床工作中所应用的光微创、光间质疗法^[8]、眼科手术等都需要估计激光可能对组织产生的热损伤,如何较为科学定量地描述激光辐照下组织在空间和时间域中可能产生的各种变化,从而优化激光参数,获得较为满意的治疗效果,正是临床工作者所希望了解的。

本文采用数值模拟分析的方法,分析了脉冲激光作用下组织的温升分布及其变化,可见脉冲激光具有许多连续激光不具备的优点,如被作用组织得到的热量被限制在较小的范围以内;在脉冲间隔内有一个热量散失的时间;调整脉冲宽度可以大大改变传热效果等等。因此,本文对于理解和把握脉冲激光的热作用的特点以及探索超快脉冲激光的医学应用具有重要意义。

参 考 文 献

1 Mike K, Loze C, Wright CD. Temperature distribution in laser heated

semi - infinite and finite thickness media with convective surface losses. Appl Opt, 1998, 37: 6822-6832.

2 朱丹,曾绍群,骆清明,等. 激光与生物组织相互作用光子迁移与生物传热理论. 激光生物学报,2000,9: 68-74.

3 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算. 中国激光医学杂志,2001, 10: 13-16.

4 Beacco CM, Mordon SR, Brunetaud JM. Development and experimental in vivo validation of mathematical modeling of laser coagulation. Lasers Surg Med, 1994, 14: 362-373.

5 Eyrych GK, Bruder E, Hilfiker P, et al. Temperature mapping of magnetic resonance-guided laser interstitial thermal therapy (LITT) in lymphangio-mas of the head and neck. Lasers Surg Med, 2000, 26: 467-476.

(收稿日期:2003-09-20)

(本文编辑:郭正成)

· 临床研究 ·

33 例功能性语音障碍患者训练效果分析

陈仁吉 马莲 张震康

临床上未发现功能性语音障碍患者存在明确的结构缺陷,但由于其病因具有不确定性,临床表现复杂多样,故临床上对该症的治疗比较棘手。国内调查表明功能性构音障碍的发生率为 1% ~ 4%^[1,2],且主要发生于儿童,给患者的身心健康带来不良影响。本文通过对 33 例功能性构音障碍患者的不同类型发音错误特点进行分析,制定出相应的训练治疗方案,临床疗效较佳。现报道如下。

资料与方法

一、资料

共选取 1997 ~ 2003 年在我院语音专科门诊就诊的功能性语音障碍患者 33 例,其中男 20 例,女 13 例;年龄 5 ~ 48 岁,平均 14.8 岁,其具体年龄分布见表 1。所有患者均经临床检查,部分患者配合实验室检查及智力检测均未发现结构性缺陷(如腭裂、腭咽闭合不全及舌系带过短、重度反舌等)及相应手术史,无明显听力及智力障碍。33 例患者发音错误类型如下:腭化音 5 例、舌后音化 3 例、舌前音化 2 例、非送气化 9 例、舌后音化鼻腔构音 11 例、舌后音化 + 声门爆破音 1 例、舌前音化 + 塞音化 2 例。

二、治疗方法

将 33 例功能性语音障碍患者按发音语音学特点进行分类^[3],再根据各类发音错误的产生机制制定相应的训练治疗方案,典型分类与治疗方法如下。

1. 非送气化机制:患者发音方式异常,当发送气性塞音、塞擦音等时没有明显气流伴随发音而喷出。训练方法:选定靶音,先采用无声吹气方式让患者体验送气的感觉,逐渐建立起

送气方式,然后渐带发出声音,待靶音发音技巧掌握后,再扩展到其它送气性辅音并按音素→音节→词组→短句的顺序完成训练。

2. 塞音化机制:患者主要为发音方式异常,以塞音方式代替其它方式的辅音。训练方法:利用靶音使患者建立擦音、塞擦音的发音方式,再根据所发辅音的发音部位建立正确的辅音发音方式;再按常规顺序完成训练,即由语音治疗师进行每周 1 ~ 2 次、每次 30 ~ 60 min 的一对一语音训练,持续 2 ~ 4 个月。

3. 舌后音化机制:患者发音部位异常,其舌根与软腭形成阻碍所发出的辅音来代替舌前部形成阻碍所发出的辅音。训练方法:用“舌刺”或钝头针压舌根,抵制舌根上抬(或用图示、示范方式指导)以矫正异常部位发音,再按常规顺序完成训练。

4. 腭化音机制:患者发音障碍与舌后音化相似,只是舌根部与舌面大部分与硬腭广泛接触,使所发辅音略带一些 i 的色彩^[4]。训练方法:与舌后音化训练方法相似,只是压舌位置稍靠前。

5. 舌后音鼻腔构音机制:患者发舌前音时,舌根与软腭接触,同时腭咽口开放,发出带鼻音的舌根音。训练方法:指导患者进行舌运动功能训练,压舌根及抬舌尖等部位接触训练^[5],以及常规顺序训练,即语音治疗师进行每周 1 ~ 2 次、每次 30 ~ 60 min 的一对一语音训练,持续 2 ~ 4 个月。

所有患者训练前、后均进行录音对比,录音内容如下:①实验句“他去无锡市,我到黑龙江”,“1,2,3……10”;②汉语拼音字母表;③语音清晰度字表;④包含所有辅音的词组各 2 个。其中第 5 类语音障碍患者录音内容主要是 L 及其音节、词组。根据每位患者的具体情况采取常规训练或强化训练(即由语音治疗师进行每天 1 次,每次 30 ~ 60 min 的一对一语音训练),直到所有辅音及其音节都能正确发出,相应词组有 80% 以上发音正确为训练完成标准。再按以下公式计算语音清晰度,语音清