

激光医学中热响应的遥测技术研究*

赵友全¹ 范世福¹ 李小霞¹ 李立勇²

(1 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

(2 天津医科大学总医院康复科, 天津 300064)

摘 要 采用辐射温度测量技术实现了激光与生物组织热响应的无损监测. 便携式红外辐射监测仪内置 LD 红光指示和对准音提示, 在距离红外透镜 25 mm 处最小物面孔径为 2.5 mm. 靶点组织的温升变化是激光输出参量和被测生物组织自身的光、热物理特性的综合反映, 与可能产生的疗效密切相关. 实验记录了单个红宝石激光脉冲、连续 CO₂ 激光作用下多种组织的热响应过程, 从辐照时间、温升峰值、上升时间等角度讨论了不同组织、不同条件下组织热响应的差异.

关键词 激光医学; 光热作用; 非接触测温; 温升; 上升时间

中图分类号 R312 **文献标识码** A

0 引言

可见光和红外光区的激光对组织以热效应为主. 由于温度对活细胞的影响是一个决定性的参量, 因此, 当机体受热而温度上升时, 在一定安全数值内可以促进血液循环, 改善营养状况, 达到热疗目的. 如果超过一定温度, 则会使组织凝固或气化, 使病变组织得以破坏、清除, 而达到手术治疗的效果. 因此, 利用激光产生的热来治病, 是激光医疗的重要手段^[1,2].

通常要获取被辐照组织靶点的温度是非常困难的, 因为激光光斑小, 作用靶点面积小, 温升变化范围大, 临床中组织热效应包含了热刺激、凝固、汽化、碳化等多种热效应. 对于临床激光医学应用来说, 又不适于采用常规热电偶、热电阻等接触式或者侵入式的温度测量. 在此我们采用了非接触式红外辐射温度测量技术, 用于跟踪测量在激光辐照下靶组织的温升变化, 实验测定了脉冲激光和连续激光作用下多种生物组织的热响应过程, 并进一步在临床中配合激光手术展开了应用.

1 检测系统组成

红外辐射温度测量具有非接触、响应时间快、测温范围大等优点. 由于它不直接与被测物直接接触, 不必与被测对象达到热平衡, 因此不会改变被测对象的温度场分布. 同时它是对物体向四周热辐射空间内任一立体角热辐射的积分, 测量时只要对准被测靶点, 不要求一定要位于界面法线上, 其测定结果不受空间位置的限制, 这使得测温探头空间放置

的自由度较大, 较适用于激光辐照下靶组织的瞬态、动态的温度测量^[3,4].

完成的辐射温度测量系统如图 1, 医用激光器一般采用 He-Ne 激光或者是红色半导体激光为指引光, 将红外辐射测温仪的指引光和激光器指引光对准, 确保温度测定的是激光作用的靶点组织. 其次在探头内部有位置传感器能感知它接近物体的距离, 在接近靶点约 25 mm 处时有声音提示, 表示此时探头处于正确距离范围, 所测结果为区域是直径为 2.5 mm 左右的微小点的温度.

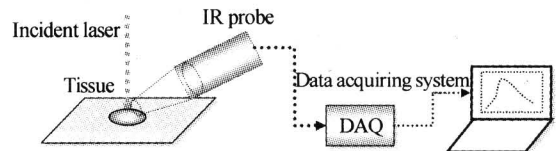


图 1 检测系统组成

Fig. 1 Schematic diagram of temperature measurement system

热辐射探测元件为热电堆, 它是有 30 对热电偶串联在一起组成的, 具有灵敏度高、响应时间快的特点. 其输出信号经滤波、放大、自增益、A/D 转换后送入计算机. 数据采集程序具有设置系统采样频率、采样时间、采样总次数和文件保存、输出等功能, 采样速度可达 10 μ s 一次, 足以完成脉冲激光作用后的组织温升监测. 系统采样程序可进行限幅滤波和平均滤波, 去除尖峰脉冲和白噪音的影响. 每次测量结果记录有数据采集的起始时间、结束时间、环境温度、数据总数等参量和全部数据, 程序还具备数据回放功能, 在采样完毕后选择回放, 可以慢速观测整个热响应温升的变化过程, 这在实验和临床分析数据非常有用. 此外程序还设置了自动计时、自动计数、自动改变坐标范围、可任意选择数据曲线颜色和样式等功能, 极大方便了系统操作.

*天津市自然科学基金(023602611)资助

Tel: 022-27401854 Email: zhaoyouquan@sina.com

收稿日期: 2004-12-07

2 实验方法和实验结果

为了分析各种条件下组织热响应的差异,设计了两组实验加以分析:单个红宝石激光脉冲照射离体猪肉组织实验和连续 CO₂ 激光照射活体大鼠皮肤组织实验.可分析出不同激光、组织和辐照时间与温升峰值、上升时间和下降时间的定量关系.

2.1 单脉冲红宝石激光的热响应监测

红宝石激光波长为 694.3 nm,因其独有的黑色素选择性吸收的特点,常用于治疗各种色素性疾病,受到医生和患者的欢迎.红宝石激光作用的本质是选择性的光热解,要求色素组织对目标波长吸收强,脉冲时间远小于靶组织的热弛预时间^[5].采用辐射测温技术开展了激光照射下组织的热响应过程的监测与分析,有助于红宝石激光的实验研究与临床应用.

实验方法:红宝石激光(Ruby laser)输出单个脉冲,脉冲的重复频率 2 Hz,其输出能量可调.实验样品选择了含色素较多的猪肝组织和无色素的脂肪组织,组织置于一 10 mm 光程的石英样品池内,一侧池壁开有一直径为 2 cm 的小孔.调整红外探测器的指引光与红宝石激光器的指引光重合,调整探头位置直到听到提示音.按下激光输出按钮,输出一个激光脉冲,系统记录靶点组织在激光脉冲输出前、脉冲作用中和脉冲输出后一段时间内的热响应温升随时间变化的过程曲线.

实验结果:图 2 是 0.1 J 红宝石激光脉冲作用下的脂肪组织的热响应曲线.

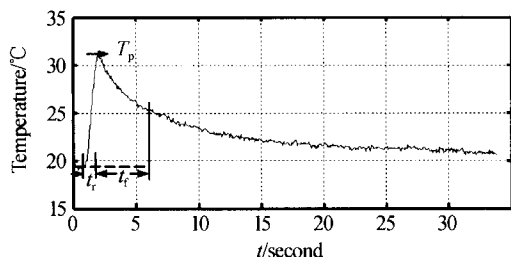


图 2 红宝石激光脉冲作用下猪的脂肪组织的热响应曲线
Fig. 2 Thermal response of porcine fat irradiated by ruby laser pulse

从图 2 中可以看出,当脉冲激光作用后,靶组织温升经历了一个快速上升和缓慢下降的过程.非常明显的是,脉冲激光是对称的单峰正态分布,而靶点温升曲线不对称,具有可称为“拖尾”的分布,为了更好地描述其温升变化,可以采用以下几个参量来表述.

温升峰值 T_p :靶组织在脉冲激光作用后产生的最大温升.

上升时间 t_r :从产生温升到到达温升峰值所经历的时间.

下降时间 t_f :从温升峰值下降到 50% T_p 所经历

的时间.

图 3 是红宝石激光脉冲作用下猪肝组织的靶点温升曲线,其中上下两条曲线分别代表脉冲能量分别为 0.1 J、0.2 J 时的热响应.

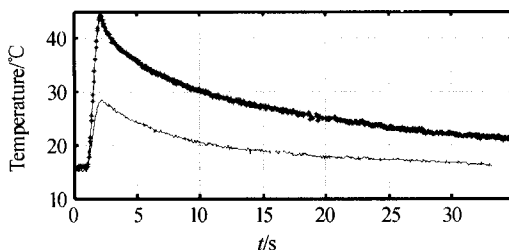


图 3 红宝石激光脉冲作用下猪肝组织的热响应曲线
Fig. 3 Thermal response of porcine liver irradiated by ruby laser pulse

以上三种情况下靶组织热响应比较如表 1.

表 1 红宝石激光脉冲作用下几种组织的热响应比较

组织类型	温升峰值 $T_p/°C$	上升时间 t_r/s	下降时间 t_f/s
0.1 J 脂肪	11.45	0.95	4.85
0.1 J 猪肝	13.25	0.92	4.81
0.2 J 猪肝	29.50	1.02	7.35

分析表明,在相同能量激光脉冲作用下,含色素较多的猪肝组织吸收了更多的光能量,所达到的温升峰值更大,但是热响应的上升时间和下降时间相差不大.相同组织,在相同输出频率、不同能量的激光脉冲作用下,脉冲能量越高,温升峰值越大,但是它们的上升时间几乎相同,表明组织的上升时间只与脉冲频率有关,而与能量高低无关.由于吸收了更多的光子能量,高能量脉冲作用下组织将经历长得多的下降时间,这是由于下降时仅仅是由组织的热学特性决定的缘故.

2.2 连续 CO₂ 激光照射大鼠皮肤组织的热响应监测

CO₂ 激光是利用激光热效应的临床应用最多的激光.样品为全身麻醉状态下大鼠腹部脱毛皮肤组织,采用 CO₂ 连续激光作用,输出 CO₂ 激光的持续时间和功率大小可以预先设定.实验记录了功率为 2 W,持续照射时间分别为 0.5 s、1.0 s、1.5 s 的活体大鼠皮肤组织的热响应如图 4.

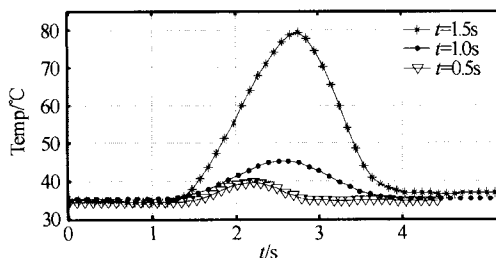


图 4 大鼠皮肤组织的光热响应曲线
Fig. 4 Thermal response of murine skin irradiated by CO₂ laser

随着照射时间的增加,大鼠皮肤靶点温度升高,停止激光照射后,靶点温度将恢复到照射前的状态.表 2 是靶点组织在不同时间激光辐照下所达到的温度峰值和上升时间的情况.

表 2 CO₂ 激光照射下大鼠皮肤的热响应

辐照时间/s	温升峰值 $T_p/^\circ\text{C}$	上升时间 t_r/s
0.5	4.54	0.73
1.0	11.31	1.34
1.5	34.20	1.76

实验结果表明,辐照时间越长,组织温升所达到的峰值越大,由小到大分别为 4.54 $^\circ\text{C}$ 、11.31 $^\circ\text{C}$ 、45.20 $^\circ\text{C}$.很明显,照射时间由 0.5 s 增加到 1.5 s,组织温升响应增加了 10 倍,它证明靶点组织的温升不是随 CO₂ 激光辐照时间的延长而线性变化的,在临床中常常往往认为成倍增加照射时间可以成倍地提高作用温度的看法是不科学的.

实验数据还表明,停止激光照射后,靶点组织的温度并不是立即停止上升,而是要继续上升一段时间后才开始下降,如照射 0.5 s 后,上升时间为 0.73 s.

3 结论

采用有限元方法开展过激光与生物组织的光热作用过程数值模拟^[6,7],模拟计算分析可得类似上述实验所得的结论,只是由于无法准确获知各种组织的光热传输参量^[8],在数值上存在较大的差异,这些结论正确与否尚须医学和临床专家指正.在数据分析方面,定义了上升时间、温升峰值、下降时间等参量,事实上还可根据具体的研究目的,给出更多的参量描述光热响应的过程.总之,采用辐射测温技术可较好地用于激光医学中光热作用过程的实时监测和定量分析,作为一种切实可行的辅助手段,它非

常有利于深入开展临床激光方案的规划和激光器的应用实验研究.

参考文献

- 1 孙存英,赵道木,周凌云,等.激光辐照生物组织的热效应量子分析.光子学报,2002,31(1): 15~17
Sun C Y, Zhao D M, Zhou L Y, et al. *Acta Photonica Sinica*, 2002, 31(1): 15~17
- 2 Welch A J. The thermal response of laser irradiated tissue. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 1984, 20(12): 1471~1481
- 3 Beacco C M, Mordon S R, Brunetaud J M. Development and experimental in vivo validation of mathematical modeling of laser coagulation. *Laser in Surgery and Medicine*, 1994, 14(4): 362~373
- 4 Bernard Choi, Pearce J A, Welch A J. Modeling infrared temperature measurements; comparison of experimental results with simulation. *SPIE*, 2000, 3914: 48~53
- 5 叶志生,金贞姬. Q 开关红宝石激光治疗机的设计研究. 光电子·激光, 1999, 10(6): 357~359
Ye Z S, Jin Z J. *Journal of Optoelectronic · Laser*, 1999, 10(6): 357~359
- 6 赵友全,范世福.生物组织光热传输和热损伤的研究.中国激光, 2004, 31(5): 631~634
Zhao Y Q, Fan S F. *Chinese Journal of Lasers*, 2004, 31(5): 631~634
- 7 Li Xiaoxia, Fan Shifu, Zhao Youquan. A numerical simulation of photothermal response in laser medicine. *Chinese Optics Letters*, 2004, 2(3): 157~159
- 8 张琳,张连顺.生物组织光学参量的离体和体无损测量.光子学报, 2004, 33(11): 1377~1381
Zhang L, Zhang L S. *Acta Photonica Sinica*, 2004, 33(11): 1377~1381

The Technology of Invasive Measurement of Thermal Response in Laser Medicine

Zhao Youquan¹, Fan Shifu¹, Li Xiaoxia¹, Li Liyong²

¹ College of precise instrument and opto-electronics engineering, Tianjin University, Tianjin 300072

² Department of rehabilitation of the general hospital of Tianjin medical University, Tianjin 300064

Received date: 2004-12-07

Abstract The invasive irradiation temperature measurement was applied to trace the process of thermal interaction between lasers and bio-tissues. Portable Infrared thermal detector has inside LD red introductive light and can make a sound when aiming at an object. The minimum measured diameter is 2.5 mm at the distance of about 25 mm. The changes of the target's temperature rise are general reveal of both the laser parameters and the optical and thermal properties of the bio-tissue, which are closely relative to the final therapy effect. Experimental results included the real thermal responses of several tissues under single ruby laser pulse and CW CO₂ laser. The thermal response difference was also discussed with variable duration time, temperature rise peak and rise time.

Keywords Laser medicine; Photo-thermal effect; Noninvasive temperature measurement; Temperature rise; Rise time



Zhao Youquan was born on October 12, 1970, in Chongqing. He got the doctoral degree from department of biomedical engineering and scientific instrument in Tianjin University in 2002. Now he is a teacher in Tianjin University. He has engaged in the study of the lasers in medicine and surgery and microscopic fluorescence imaging technology, and becomes a younger member of Chinese laser medicine committee in 2004.