

脉冲激光辐照生物组织温度场实时测量研究

单 宁¹, 战仁军¹, 李素灵²

(1. 武警工程大学装备工程学院, 陕西 西安 710086; 2. 五洲工程设计研究院, 北京 100053)

摘 要: 针对激光与生物组织热效应研究中的温度场实时测量难题, 分析了光纤 F-P 温度传感器的工作原理, 讨论了 Fabry-Perot(F-P)腔的温度传感模型, 设计、搭建了一种用于温度场测量的低细度光纤 F-P 传感系统, 基于该传感系统建立了激光辐照生物组织温度场的实时测量系统, 实验研究了脉冲激光辐照下生物组织表皮距离激光源不同地方的温度分布。结果表明, 该传感系统能有效实现生物组织温度场实时测量, 体积小, 外径仅为 $\varnothing 250 \mu\text{m}$, 对生物组织创伤小, 温度响应时间小于 1 s, 反应较快, 能满足实际需求。传感器距离激光源越远, 探测到的组织温升越低, 传感系统响应时间越长。

关键词: 激光; 光纤; Fabry-Perot 干涉仪; 生物组织; 温度测量

中图分类号: TP212; TN249

文献标识码: A

Study on Real-time Temperature Field Measurement of Bio-Tissue Irradiated by Pulse Laser

SHAN Ning¹, ZHAN Renjun¹, LI Suling²

(1. Colleg of Equipment Engineering, Engineering University of Chinese People Armed Police Force, Xi'an 710086, China;

2. Wuzhou Engineering Design and Research Institute, Beijing 100053, China)

Abstract: The operating principle of optical fiber F-P temperature sensor is analyzed aiming at the problem that temperature is difficulty of the real-time measurement in the study of thermal interaction between laser and bio-tissue. The temperature sensing model of F-P cavity is discussed. The low fineness optical fiber F-P sensing system for temperature measurement is designed and set up. The real-time temperature field measurement system of the bio-tissue irradiated by pulse laser is built based on the sensing system. The temperature distribution generated by laser in the different place apart from the bio-tissue coat is studied through experiment. The experimental results show that the sensing system can be used for the real-time temperature measurement of bio-tissue efficiency. The system has small size and its outer diameter is only $250 \mu\text{m}$. And the hurt for bio-tissue is small. It has high respond speed and the respond time of temperature is less than 1s. These can be satisfied with practice demand. The detected ascending temperature of bio-tissue decreases with increasing distance between sensor and laser, and the respond time of sensing system is long.

Key words: laser; optical fiber; Fabry-Perot interferometers; bio-tissue; temperature measurement

0 引言

激光由于具有单色性好, 方向性强和亮度高等优点, 广泛应用于激光热疗、激光切除及激光武器等众多领域。激光在这些领域的应用均是基于生物组织吸收激光能量后表现出的激光生物学效应, 如热效应、光化效应、声效应和电磁场效应等。由于组织受损伤的程度主要取决于组织温升的速度和数量, 故在激光与组织众多效应中, 热效应起着主导作用。温度是激光与组织热效应的一个关键参数, 也是分

析热损伤区域大小和预测热损伤程度的主要依据。因此, 温度的实时测量对于生物组织主要物性特征参数的获取与验证具有至关重要的作用^[1-2]。

但是, 生物组织结构复杂, 组织体柔软易变形, 且激光在组织内部激发的温度场空间梯度和时间梯度较大, 致使对温度传感器的各种性能要求较高。目前用于生物组织的温度测量技术主要有热电偶、热敏电阻、红外辐射、超声波、电涡流以及核磁共振等技术^[3-5]。其中热电偶、热敏电阻用于皮肤组织温

收稿日期: 2013-04-15

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51305458); 中国博士后科学基金资助项目(2012M521943)

作者简介: 单宁(1980-), 男, 山东东明人, 副教授, 博士, 主要从事激光应用技术, 光电传感器设计的研究。

度测量时创伤较大,一般达 0.1~1.0 mm,时间响应也较长,测量精度不高,难以实时反映组织的内部温度分布;而红外辐射、超声波、电涡流和核磁共振等测量装置体积庞大,价格贵,易受外界环境干扰,主要用于表面温度的测量,无法测量生物组织内部温度场分布。

光纤温度传感器是一种新型的温度传感器,它具有抗电磁干扰,耐高压,耐腐蚀,体积小,质量小等优点。光纤温度传感器是现今能做到最小的温度传感器。它对生物组织的损害非常小,能通过最小限度的侵害方式对生物组织进行内部测量,提供有关组织内部温度场的精确局部信息^[6-7]。光纤 Fabry-Perot(F-P)温度传感器具有较高的分辨率和测量精度,结构简单灵巧,采用单根光纤实现多光束干涉测量温度,设备造价低,可靠性好,从应用的角度看,F-P 传感器更适合于温度测量领域^[8-11]。

本文分析了光纤 F-P 温度传感器的工作原理,讨论了 F-P 腔的温度传感模型,设计、搭建了一种用于温度场测量的低细度光纤 F-P 传感系统,基于该传感系统建立了激光辐照生物组织温度场的实时测量系统,实时测量了脉冲激光辐照下生物组织表皮距离激光源不同地方的温度分布。

1 工作原理

光纤 F-P 温度传感器有本征型和非本征型两种。本征型传感器由全光纤构成,测量精度高,受外界干扰小,传感头体积小,但镀膜困难,加工成本高,易发生交叉干扰,常需采用不同补偿方法消除影响。非本征型传感器将两端光纤封闭在空心管内,采用空气腔作为 F-P 腔,具有天然的温度补偿特性,且加工简单,成本较低,故本文采用非本征型光纤 F-P 传感器。将入射光纤和反射光纤分别粘接固定在空心毛细玻璃管中,两段光纤端面间的空气腔即为干涉腔。入射光传输到干涉腔后,在干涉腔的两个端面平板间不断反射和透射,使平板的反射和透射方向分别产生多光束,从而形成多光束干涉,其输出光强^[9]为

$$I_R = \frac{2R(1 - \cos \varphi)}{1 + R^2 - 2R\cos \varphi} I_0 \quad (1)$$

式中: I_0 为初始光强; R 为光纤两端面反射率; φ 为任意两束光的相位差。

由式(1)可看出,干涉光输出光强与光的相位差有很大关系,且有

$$\varphi = 4n\pi L/\lambda \quad (2)$$

式中: λ 为入射光的波长; n 为光纤的折射率; L 为光纤 F-P 腔的初始长度。

当环境温度发生变化时,光纤中的传输光相位也随之发生变化,有

$$\Delta\varphi = \Delta\varphi_L + \Delta\varphi_n + \Delta\varphi_d \quad (3)$$

式中: φ_L 为应变效应; φ_n 为光弹效应; φ_d 为泊松效应。

根据弹性力学原理,对于单模光纤,由泊松效应引起的相位变化只占总量变化的 0.1% 左右,故可忽略不计。若光纤折射率不随温度变化而改变,则光波相位变化可表示为

$$\Delta\varphi = \Delta\varphi_L = \frac{4n\pi}{\lambda} \Delta L \quad (4)$$

式中 ΔL 为由温度引起的 F-P 腔长度变化量。

通常材料长度、体积随温度的变化情况用线膨胀系数和体积膨胀系数来衡量。本文采用的毛细玻璃管主要是利用了材料的线膨胀系数(α_L)。而 α_L 、被测温度变化量 ΔT 与 F-P 腔长度变化量之间的关系有

$$\Delta L = \alpha_L L \Delta T \quad (5)$$

将式(4)、(5)代入式(1)即可得到环境温度变化引起的输出光强改变量为

$$\Delta I = \frac{2R \left[1 - \cos \left(\frac{4n\pi\alpha_L L}{\lambda} \Delta T \right) \right]}{1 + R^2 - 2R\cos \left(\frac{4n\pi\alpha_L L}{\lambda} \Delta T \right)} I_0 \quad (6)$$

检测出干涉光强的变化,根据式(6)即可得到环境温度大小。

2 光纤 F-P 温度传感系统建立

光纤 F-P 温度测量系统如图 1 所示。ASE 宽带光源产生具有一定波长范围的光波,经 1×2 光纤耦合器(50:50)分光后送入 F-P 腔,光在 F-P 腔发生干涉,携带外界温度变化规律的干涉光信号由 1×2 波分复用器滤出两路正交光信号,光电探测器将探测到的光信号转换为电压信号后进行输出。其中传感头为一低细度非本征光纤 F-P 腔,由两段端面抛光的单模光纤同轴对齐,通过 CO₂ 激光器熔接在毛细管玻璃中,端面反射率约为 4%,反射光纤背端作毛化处理以消除反射光干扰。

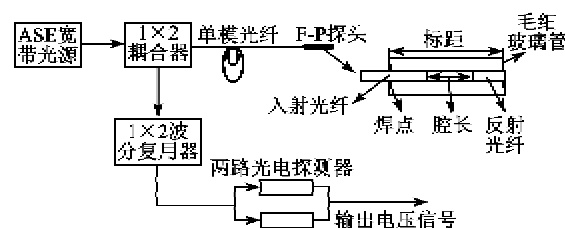


图1 光纤 F-P 温度传感系统

由传感器工作点稳定优化模型,本文设计传感系统参数为: $L=17.83 \mu\text{m}$, $\lambda_1=1543.33 \text{ nm}$, $\lambda_2=$

1 560.20 nm。根据实际加工能力和密集波分复用器滤波波长选取标准,实验中取 $L=17.8\ \mu\text{m}$, $\lambda_1=1\ 543.73\ \text{nm}$, $\lambda_2=1\ 560.61\ \text{nm}$;毛细玻璃管外径为 $\varnothing 250\ \mu\text{m}$ 。

3 激光辐照生物组织温度实时测量系统及结果

激光辐照生物组织温度实时测量系统如图2所示。激光器发射出的激光束由光阑调节能量大小,使激光能量满足一定强度,经透镜聚焦成点源后被分光镜分成两束激光束,其中一束能量约为1%的激光照射在激光功率计用于监测激光功率;另一束激光直接照射在生物组织表面,组织吸收光能在内部产生温度场。温度场由侵入组织内部的光纤F-P传感头接收,经光纤传感系统调制解调后,以电压信号输出,由信号处理单元进行放大、滤波处理送入示波器实时显示温度场变化情况。由于光纤F-P探头较脆弱,在侵入组织内部时为防止损坏,可首先插入一个套管,将F-P探头放入套管内部后抽出套管,使探头和组织实现紧密接触。

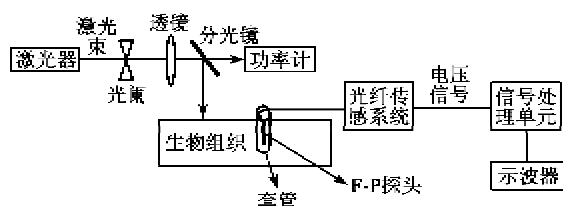


图2 激光辐照生物组织温度实时测量系统

实验中采用波长为1 064 nm的Nd:YAG脉冲激光器,脉宽10~200 ms,能量密度可调范围为5~110 J/cm²,光斑直径 $\varnothing(2\sim 8)\ \text{mm}$ 。选用与人体皮肤组织较接近的仔猪背部皮肤为试样,将新鲜猪皮去毛后分割成尺寸为100 mm $\times$ 100 mm $\times$ 100 mm。调节激光器能量密度为60 J/cm²,脉宽为30 ms,发射光斑直径为 $\varnothing 2\ \text{mm}$,图3为加载激光5 s后距离光源0.1 mm处的温度场分布,图4为加载激光5 s后距离光源7 mm处的温度场分布。

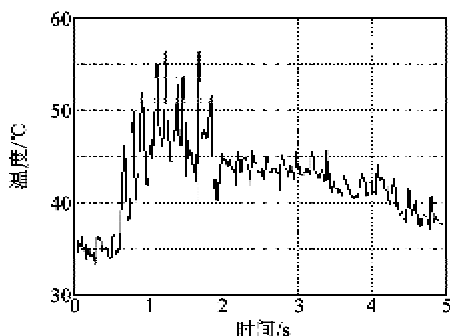


图3 距离激光源0.1 mm处的温度场分布

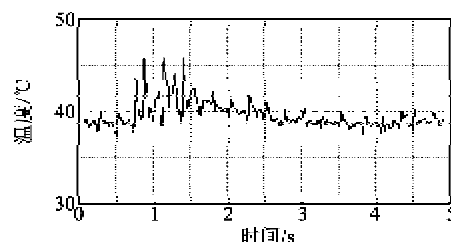


图4 距离激光源7 mm处的温度场分布

4 结束语

激光以其优异的性能广泛应用于医学、军事等众多领域。激光与生物组织相互作用会产生多种生物效应,尤以热效应为主,因此,生物组织温度的实时测量对于控制激光热损伤区域的大小和预测热损伤的程度具有至关重要的作用。本文分析了光纤F-P温度传感器的工作原理,讨论了F-P腔的温度传感模型,设计、搭建了一种用于温度场测量的低细度光纤F-P传感系统,基于该传感系统建立了激光辐照生物组织温度场的实时测量系统,实验研究了脉冲激光辐照下生物组织表皮距离激光源不同地方的温度分布。由图3、4可知,该传感系统能有效实现生物组织温度场实时测量,体积小,外径仅为 $\varnothing 250\ \mu\text{m}$,对生物组织创伤小,温度响应时间小于1 s,反应较快,能满足实际需求;距离激光源越远,组织升温越低,传感系统响应时间随之增加。

参考文献:

- [1] 金贞姬,叶志生,王升平,等.双脉冲激光对生物组织的热和声损伤机理研究[J].光电子·激光,2002,13(1):98-101.
JIN Zhenji, YE Zhisheng, WANG Shengping, et al. The study of thermal and acoustic injuries to the tissue in double laser pulse therapy[J]. Journal of Optoelectronics Laser, 2002, 13(1): 98-101.
- [2] 陈燕,牛燕雄,邵珺,等.脉冲激光辐照皮肤组织的热效应解析计算研究[J].激光与红外,2009,39(12):1309-1312.
CHEN Yan, NIU Yanxiong, SHAO Jun, et al. Resolution calculation on thermal effect of skin irradiated by pulse laser[J]. Laser & Infrared, 2009, 39(12): 1309-1312.
- [3] 陈燕,牛燕雄,唐芳,等.1 319 nm连续激光辐照皮肤组织的光热效应实验研究[J].光子学报,2009,38(5):1259-1263.
CHEN Yan, NIU Yanxiong, TANG Fang, et al. Optical-thermal effect of skin irradiated by 1 319 nm continuous wave laser[J]. Acta Photonica Sinica, 2009, 38(5): 1259-1263.

(下转第820页)