

一种基于双波长的光声测温技术

廖宇 简小华 崔峭峭 张麒

Photoacoustic temperature measurement based on dual-wavelength method

Liao Yu Jian Xiao-Hua Cui Yao-Yao Zhang Qi

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 66, 117802 (2017) DOI: 10.7498/aps.66.117802

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.117802>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2017/V66/I11>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

理论研究 B_2 分子 $X^3\Sigma_g^-$ - $A^3\Pi_u$ 态的光谱性质

Study on spectroscopic properties of B_2 ($X^3\Sigma_g^-$, $A^3\Pi_u$) molecule

物理学报.2012, 61(20): 203101 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.203101>

镁原子碰撞激发微分截面和 Stokes 参数的理论研究

A theoretical study on electron impact excitation differential cross sections and Stokes parameters of Mg atom

物理学报.2012, 61(10): 103102 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.103102>

相对论效应对类锂离子能级结构及辐射跃迁性质的影响

The effect of relativity on the structures and transition properties of Li-like ions

物理学报.2012, 61(9): 093106 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.093106>

一种基于双波长的光声测温技术*

廖宇¹⁾²⁾ 简小华²⁾ 崔峻峣^{2)†} 张麒^{1)‡}

1)(上海大学通信与信息工程学院, 上海 200444)

2)(中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 苏州 215163)

(2017年1月9日收到; 2017年4月1日收到修改稿)

光声测温是一种利用光声效应来进行温度监控的新方法, 具有非侵入式、高灵敏度和探测深度较深等优点. 但现有的单波长光声测温方法极易受到系统及测量环境干扰而导致测量精度降低. 为了解决这一问题, 本文提出了一种双波长光声温度测量方法. 在光声测温理论的基础上, 分析推导了双波长光声测温的基本原理, 并进行了仿体及离体组织样品的双波长光声测温实验. 实验结果显示, 与传统单波长模式相比, 双波长模式下的光声温度测量误差明显减小, 测量精度平均提高35%以上. 研究结果表明双波长光声测温方法能够有效提高光声温度测量的精度和稳定性, 可作为一种更精准的光声温度监控方法应用于医疗手术等领域.

关键词: 光声测温, 双波长, 温度监控

PACS: 78.20.Pa, 81.70.Cv, 95.75.Qr, 43.58.Kr

DOI: 10.7498/aps.66.117802

1 引言

光声测温是近几年发展起来的一种新型温度探测技术, 其基本原理是利用光声效应所产生的光声信号与温度之间的关系进行目标的温度探测^[1,2]. 该技术用于生物组织的原理是: 由于声速和物质的热膨胀系数等随着组织温度的改变而发生变化, 导致组织所产生的光声信号幅度随组织温度变化而波动, 在一定温度范围内(10—55 °C)呈良好的线性关系, 这为利用光声信号进行生物组织温度测量提供了可能^[3-7].

目前在医学领域所使用的非接触式的人体组织温度探测方法有红外热成像、超声温度探测和核磁共振热成像等. 其中, 红外热成像具有较高的灵敏度, 但由于光的散射特性而穿透力较弱, 多用于浅表层温度探测^[8]. 超声测量方法具备较强的穿透能力, 但在温度分辨率上有所欠缺^[9]. 而磁共振热

成像虽然兼穿透深度和分辨率的优势, 但设备体积庞大且成像时间过长^[10,11]. 因此, 现有的组织温度探测技术由于各自成像原理的限制仍分别具有一定的局限性, 无法完全满足临床上光热治疗、射频消融治疗和光动力治疗等医疗过程对于组织温度精确监控的需要. 而在光声温度测量技术中, 光声信号的产生取决于生物组织对激光的吸收, 使得光声温度测量具备光学测量的高灵敏度与高分辨率的特性; 而超声波在组织中有良好的穿透性能, 使得光声信号具备探测表层以下组织的潜力; 并且光声探测能够实现实时的温度显示^[12-14]. 因此, 光声测温有潜力成为一种在探测灵敏度和穿透性能上都具有优势的无创的人体组织测温方法.

光声测温技术在生物组织温度监控上的应用目前已得到大量研究和实验的验证. 2005年, Larina等^[3]首次利用光声信号进行生物组织温度测量, 并证明了光声测温在肿瘤热疗手术中的应用潜

* 江苏省国际科技合作项目(批准号: BZ2016023)、科技部重点研发项目(批准号: 2016YFC0103302)、国家博士面上项目(批准号: 2015M581409)、江苏省面上研究项目(批准号: BK20161235)和苏州市前瞻性应用研究(批准号: SYG201607, SZS201510, SYS201456)资助的课题.

† 通信作者. E-mail: cuiyy@sibet.ac.cn

‡ 通信作者. E-mail: zhangq@shu.edu.cn

力. 此后 Pramanik 和 Wang^[4] 将光声测温与热声测温技术结合, 实现了光声信号对温度的实时探测. 2015年, Li等^[15] 尝试了将光声测温技术结合到光热治疗中, 对组织温度进行实时反馈, 实现了光热治疗温度的自动控制. 但在现有的研究报道中, 光声测温都仅使用单个波长的激光作为信号激发光源, 在这种模式下, 系统误差诸如激光能量的波动、换能器或目标的微小移动等、组织结构的复杂度等^[16,17] 都会对测量结果造成影响. 为了降低测量过程中随机干扰的影响, 本文提出了一种双波长光声温度测量方法. 其基本思路是通过利用两个不同波长的激光作为光声信号激发源, 分别对同一目标进行快速的温度探测, 并综合两个波长下所获得的测量结果从而获得最终温度探测结果. 实验结果表明, 双波长光声探测方法有助于提高温度测量精确度、减小系统误差、提升测量的稳定性, 有潜力成为一种更精准和可靠的温度探测方法而应用于医疗等领域中.

2 双波长光声测温原理

在激光所带来的热量扩散及体积胀缩可忽略不计的情况下, 生物组织中的光声效应引起的声压 P 可表示为^[3,18]

$$P = \Gamma \mu_a F(z, \mu_a, \mu_s, g, \lambda), \quad (1)$$

其中 Γ 表示格鲁内森系数, F 为光入射通量, z 表示光的一维入射深度, μ_a 为组织的光吸收系数, μ_s 为光散射系数, g 为不均匀因素, λ 为激光波长. 已有研究证明, 格鲁内森系数与组织的局部温度呈线性关系, 表示为^[5]

$$\Gamma = \frac{\beta c^2}{C_p} = A + BT, \quad (2)$$

其中 c 为超声波传播速度, β 为组织热膨胀系数, C_p 为等压比热容, A 和 B 为常数, T 为对应的组织温度. 因此, 光声信号可以表示为

$$P = (A + BT) \mu_a F(z, \mu_a, \mu_s, g, \lambda). \quad (3)$$

在本文中, 采用双波长激光来激发光声信号, 并获取两组光声信号及温度的测量结果. 由于生物组织对不同激光波长的吸收系数、光散射系数以及入射光通量等有所差异^[19,20], 因此, 在采用 λ_1 和 λ_2 作为激发激光的双波长模式中, 不同激光波长下的两组光声信号可分别表示为

$$\begin{aligned} P(\lambda_1) &= (A_1 + B_1 T(\lambda_1)) \mu_a(\lambda_1) \\ &\quad \times F(z, \mu_a, \mu_s, g, \lambda_1), \\ P(\lambda_2) &= (A_2 + B_2 T(\lambda_2)) \mu_a(\lambda_2) \\ &\quad \times F(z, \mu_a, \mu_s, g, \lambda_2). \end{aligned} \quad (4)$$

对应地, 双波长模式下所得到的组织温度可以分别表示为

$$\begin{aligned} T(\lambda_1) &= C_1 + D_1 P(\lambda_1), \\ T(\lambda_2) &= C_2 + D_2 P(\lambda_2), \end{aligned} \quad (5)$$

其中 C 和 D 为与探测波长相关的常数.

为了达到减小误差、提升测量准确度的目的, 双波长光声温度测量法综合两组不同波长下的测量温度, 得到最终的温度测量结果 T_{dual} :

$$T_{\text{dual}} = f(T(\lambda_1), T(\lambda_2)), \quad (6)$$

式中 f 为双波长温度的处理算法, 为了计算方便, 本文对两组测量温度采取平均处理的方式.

3 实验设置

图1为实验系统结构示意图. 样品被放置在充满水的水槽中, 光学参量振荡器(OPO)激光器(波长范围680—950 nm, 脉宽为5 ns, 脉冲能量约为20 mJ, 重复频率为10 Hz, PhocusTM, OPOTEK Inc.)发出的激光经过准直镜后照射到样品上, 入射光斑直径约为1 mm. 超声探头为自制的中心频率为20 MHz、带宽为60%的非聚焦光声探头, 尺寸为3 mm × 1.2 mm, 从样品背面接收光声信号. 实验时, 水槽底部放置一块加热板, 用以均匀地对样品进行加热. 将一个测量精度约为0.1 °C的电子温度计(SSN-13E, YUWESE)放置在水槽中与样品相对称的位置, 进行温度记录, 作为样品的实际温度对比标准^[15].

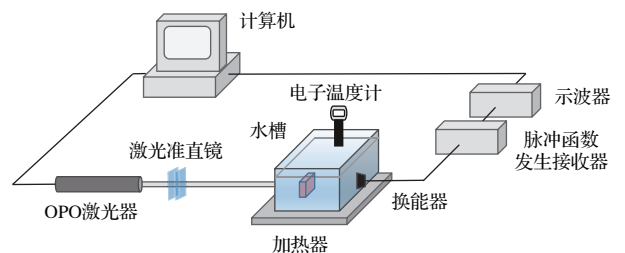


图1 实验系统结构示意图

Fig. 1. Schematic of experimental setup.

激光在样品中所激发产生的光声信号经探头接收后, 首先经过脉冲函数发生接收器 (DPR500, OLYMPUS) 放大, 再由示波器 (OP05034, Tek. Inc.) 存储和显示, 最终保存到计算机中.

为了进行初步的双波长光声测温理论验证, 我们首先采用成分较为单一的石墨仿体进行实验; 得到初步的实验结果后, 进一步在离体的猪血组织中进行实验. 其中石墨仿体密度约为 2.25 g/cm^3 , 直径为 3 mm ; 猪血凝块密度约为 1.05 g/cm^3 , 尺寸为 $4 \text{ cm} \times 3 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$. 仿体温度提升范围设置为 $26\text{--}47.5 \text{ }^\circ\text{C}$, 离体组织样品温度范围设置为 $23.5\text{--}48 \text{ }^\circ\text{C}$, 每隔 $0.5 \text{ }^\circ\text{C}$ 记录一次信号. 为避免随机干扰, 在每一个温度记录点共采集 10 个信号点取平均值作为该温度点的光声信号, 每两个信号点的间隔时间为 0.1 s .

为了保证激光在样品中有较高的穿透深度^[21], 以及光声信号的强度, 我们在近红外光波长中分别选取了吸收较强的 760 和 900 nm 作为石墨仿体样品的信号激发激光波长; 选用 820 和 860 nm 的激光作为离体猪血样品的信号激发激光波长^[22]. 不同波长激光在同一温度点间隔约 2 s 分别发射, 并分别存取相应光声信号; 因为加热器对水槽内容物加热缓慢 (上升速度平均约为 $0.03 \text{ }^\circ\text{C/s}$), 两个激光波长下所采集的信号可视为在同一温度值下所采集. 对同一样品进行两组信号采集, 将第一组采集到的信号与实际温度进行线性拟合得到该条件下样品的温度与光声信号的数学模型; 随后, 在同等温度范围和实验条件下采集第二组光声信号, 利用第一组信号计算得出的数学模型推算组织温度, 并与实际温度进行比较验证.

4 结果与讨论

4.1 仿体测量结果

图 2 所示是在以石墨仿体为样品的实验中, 在 760 和 900 nm 激光下采集到的第一组信号所得到的组织温度与光声信号的拟合曲线, 其相关系数分别为 0.94 和 0.97 . 通过线性拟合得到了该实验条件下组织温度 T 与光声信号 P 的关系式, 分别为 $T(\lambda_1) = 0.11P(\lambda_1) - 19.77$ 和 $T(\lambda_2) = 0.09P(\lambda_2) - 23.62$ (如表 1 所列), 并以此作为后续探测组织温度的数学模型.

图 3 是在不同激光波长模式下采集的第二组信号通过对应关系式计算得到的仿体测量温度与实际温度的对比, 图中直线为标准拟合结果. 图 3 (a) 和图 3 (b) 分别代表 760 和 900 nm 激光波长下测量温度与实际温度的拟合结果, 相关系数 R 都约为 0.96 . 而图 3 (c) 所示的双波长模式下的拟合结果的相关系数达到 0.98 , 比单波长模式有着更高的拟合度.

为了量化分析各波长模式下光声测温的准确度, 分别对其测量误差进行了计算和分析比较. 图 4 所示为不同激光波长模式下仿体样品温度测量误差的分布, 图中的直线代表实际温度, 作为对比标准. 其中, 图 4 (a) 所代表的 760 nm 激光波长和图 4 (b) 所代表的 900 nm 激光波长所得到的测量标准误差分别为 1.38 和 $1.25 \text{ }^\circ\text{C}$; 而在双波长模式下, 如图 4 (c) 所示, 标准误差为 $0.88 \text{ }^\circ\text{C}$, 与两个单波长模式相比分别减少 36% 和 30% . 两个单波长模式下测量温度的绝对误差的标准方差分别为 1.67 和 $1.73 \text{ }^\circ\text{C}$, 说明在单波长模式下温度测量结果相对于标准参考值上下波动较大. 而双波长模式下的

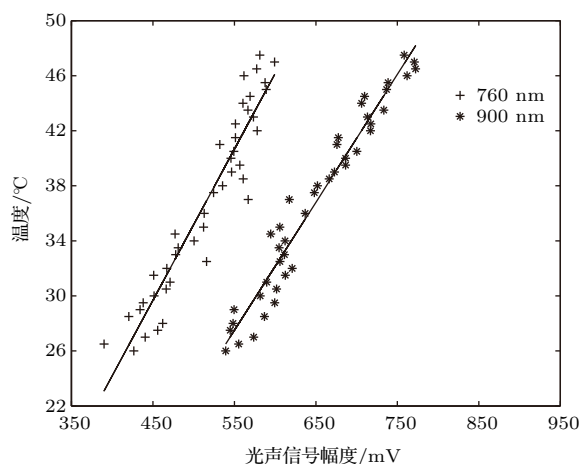


图 2 仿体温度与光声信号幅度拟合曲线

Fig. 2. Linear fit of temperature and amplitude of photoacoustic signal in phantom.

表 1 仿体光声温度测量模型参数

Table 1. Parameters of temperature measuring model for phantom.

激光模式	相关系数 R	温度-光声信号关系式
760 nm	0.94	$T(\lambda_1) = 0.11P(\lambda_1) - 19.77$
900 nm	0.97	$T(\lambda_2) = 0.09P(\lambda_2) - 23.62$
双波长	—	$T_{\text{dual}} = [T(\lambda_1) + T(\lambda_2)]/2$

绝对误差的标准方差为 $1.06\text{ }^{\circ}\text{C}$, 与单波长模式相比分别减少37%和39%. 表2总结了仿体光声温度测量结果的不同参数. 从实验结果可以得出结论:

在仿体实验中, 与单波长模式相比, 双波长方法明显减小了测量误差, 并且显著减小了测量误差的波动, 增加了系统测量的稳定性.

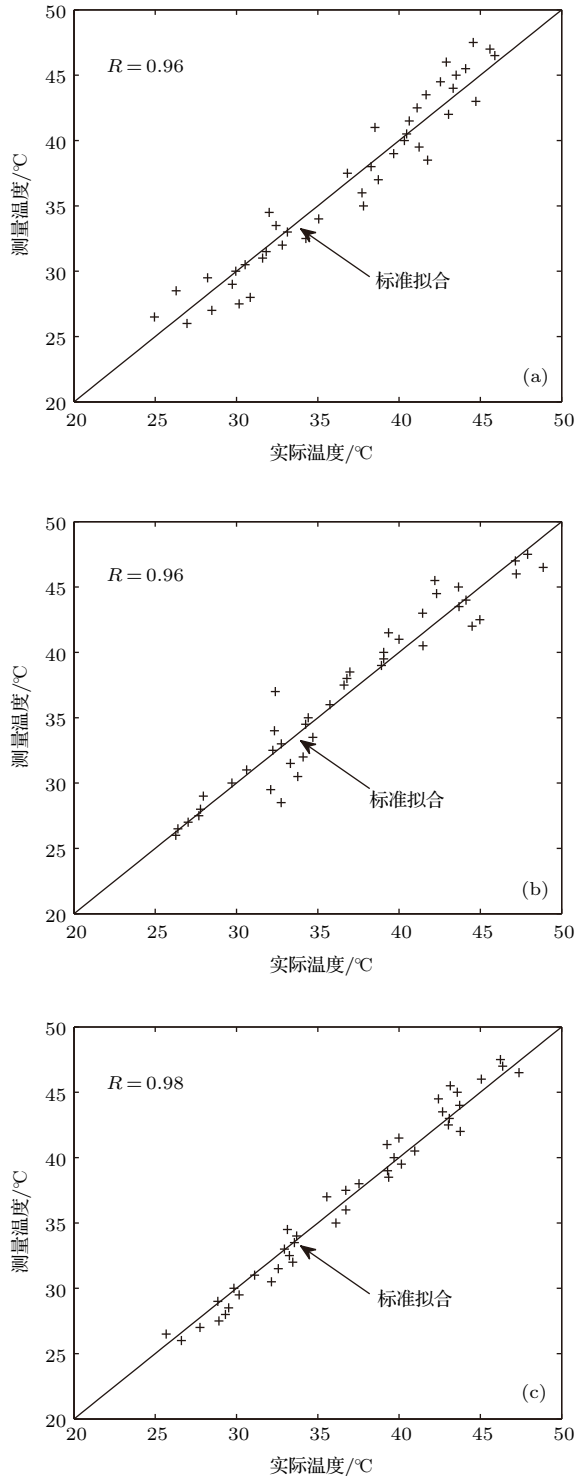


图3 仿体光声测量温度与实际温度拟合结果 (a) 760 nm 激光; (b) 900 nm 激光; (c) 双波长综合
Fig. 3. Temperature measured from photoacoustic signal versus actual temperature of phantom: (a) Laser of 760 nm; (b) laser of 900 nm; (c) dual-wavelengths.

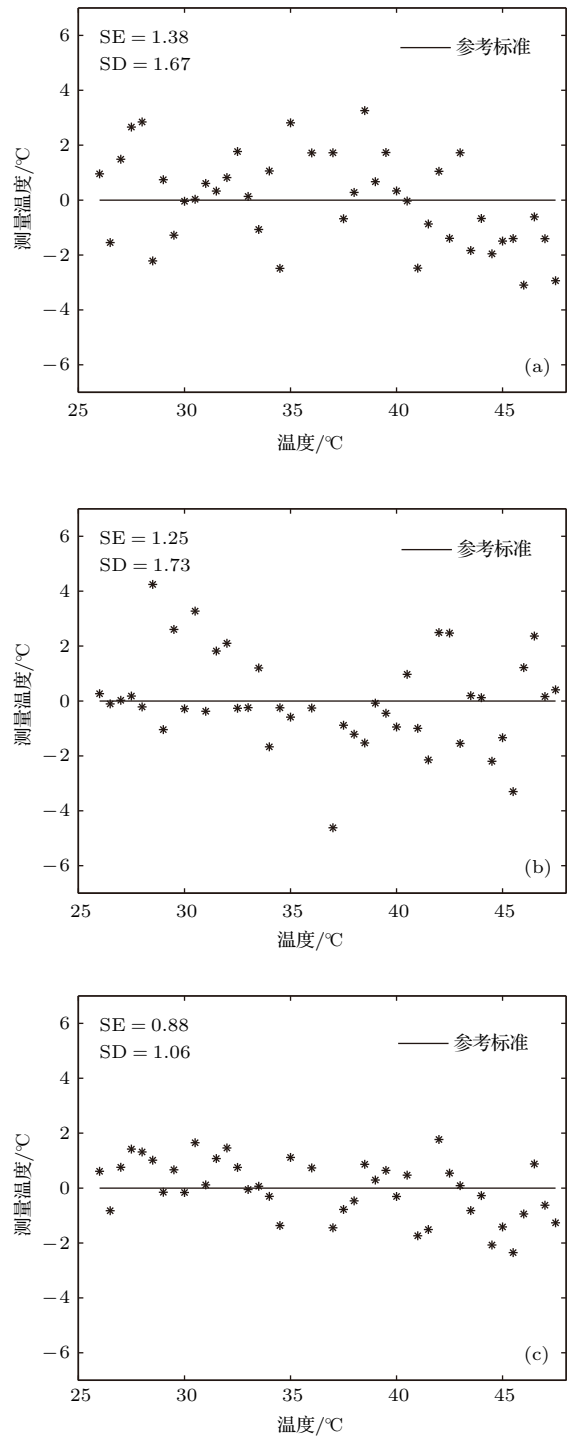


图4 仿体光声测量温度误差分布 (SE, 标准误差; SD, 标准方差) (a) 760 nm 激光; (b) 900 nm 激光; (c) 双波长综合
Fig. 4. Deviation of temperature measured from photoacoustic signal and actual temperature for phantom (SE, standard error; SD, standard deviation): (a) Laser of 760 nm; (b) laser of 900 nm; (c) dual-wavelengths.

表2 仿体光声温度测量结果参数

Table 2. Parameters of temperature measuring results for phantom.

激光模式	标准误差 SE/°C	误差的标准方差 SD/°C	相关系数 R
760 nm	1.38	1.67	0.96
900 nm	1.25	1.73	0.96
双波长	0.88	1.06	0.98

4.2 离体组织样品测量结果

在仿体中得到初步测量结果后, 本文进一步采用离体的猪血凝块作为样品进行了光声温度测量实验. 图5为离体组织样品在820和860 nm波长激光下采集的第一组信号所得到的组织温度与光声信号的拟合曲线, 并得到了相应的拟合关系式 $T(\lambda_1) = 0.38P(\lambda_1) - 25.22$ 和 $T(\lambda_2) = 0.25P(\lambda_2) - 13.33$ (如表3所列); 拟合结果的相关系数分别为0.97和0.95. 将所得的拟合关系式作为离体组织中后续探测组织温度的数学模型.

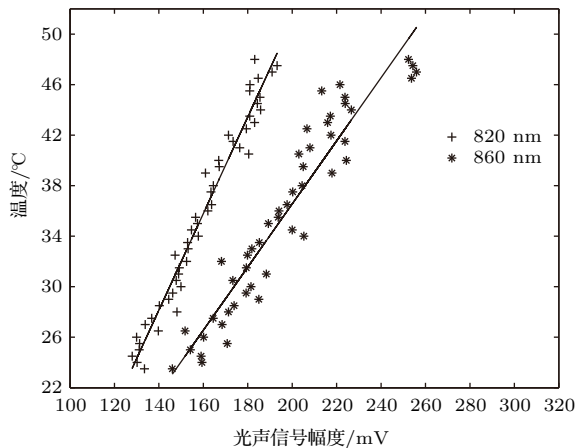


图5 离体组织温度与光声信号拟合曲线

Fig. 5. Linear fit of temperature and amplitude of photoacoustic signal in *ex vivo* tissue.

表3 离体组织光声温度测量模型参数

Table 3. Parameters of temperature measuring model for *ex vivo* tissue.

激光模式	相关系数 R	温度-光声信号关系式
820 nm	0.97	$T(\lambda_1) = 0.38P(\lambda_1) - 25.22$
860 nm	0.95	$T(\lambda_2) = 0.25P(\lambda_2) - 13.33$
双波长	—	$T_{\text{dual}} = [T(\lambda_1) + T(\lambda_2)]/2$

图6为离体组织在不同激光波长模式下采集的第二组信号通过对应关系式计算所得的组织测

量温度与实际温度的拟合对比, 图中直线为标准拟合结果. 图6(a)为820 nm激光波长下的拟合结果, 图6(b)为860 nm激光波长下的拟合结果, 两者拟合系数都约为0.97; 而图6(c)为双波长模式下的拟合结果, 拟合系数为0.99.

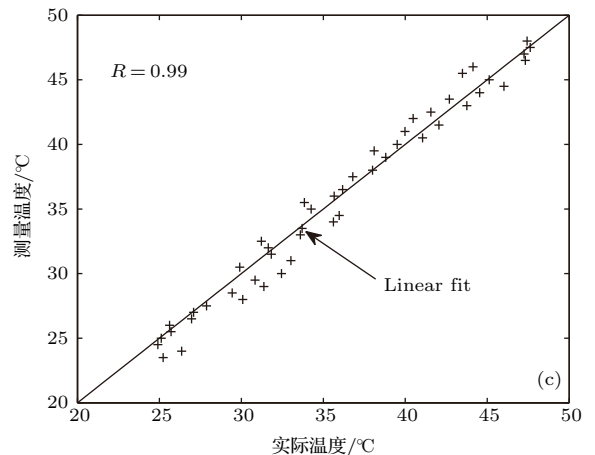
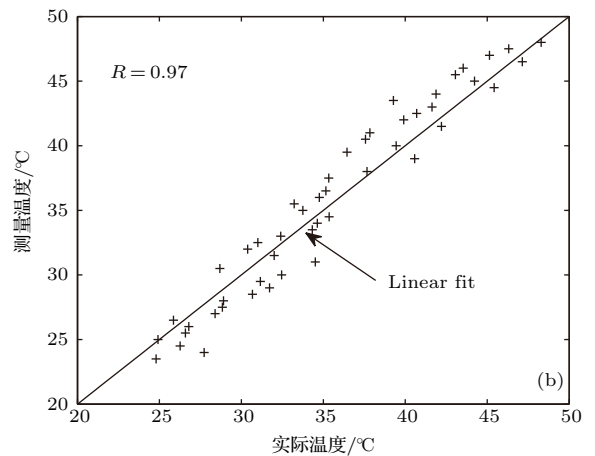
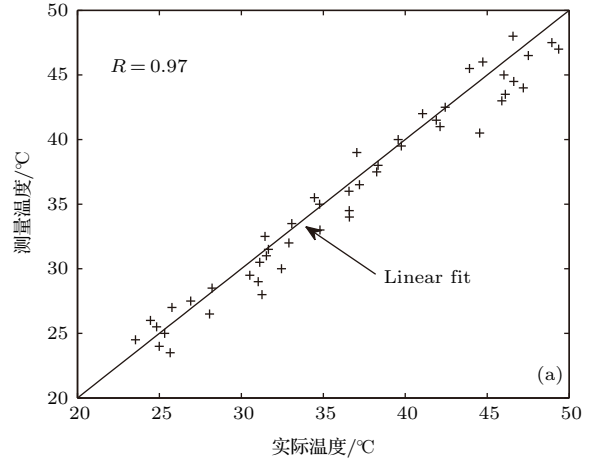


图6 离体组织光声测量温度与实际温度拟合结果 (a) 820 nm 激光; (b) 860 nm 激光; (c) 双波长综合

Fig. 6. Temperature measured from photoacoustic signal versus actual temperature of *ex vivo* tissue: (a) Laser of 820 nm; (b) laser of 860 nm; (c) dual-wavelengths.

图7为离体组织在不同波长激光模式下所得到的光声温度测量误差的分布. 图7(a)所示为820 nm激光波长下测量结果的标准误差约1.31 °C; 图7(b)所示为860 nm激光波长下测量结

果的标准误差约1.59 °C. 如图7(c)所示, 双波长模式下测量标准误差被减小到0.90 °C, 与两个单波长模式相比分别减少31%和43%. 在单波长模式下误差的标准方差分别为1.48和1.85 °C, 而在双波长模式中, 这一数值为1.14 °C, 与单波长模式相比分别减少23%和38%. 表4为离体组织光声温度测量结果的参数总结. 由以上结果可以得出, 在猪血的离体组织实验中, 双波长方法也有效减小了测量误差, 提高了测量结果的精确度及稳定性.

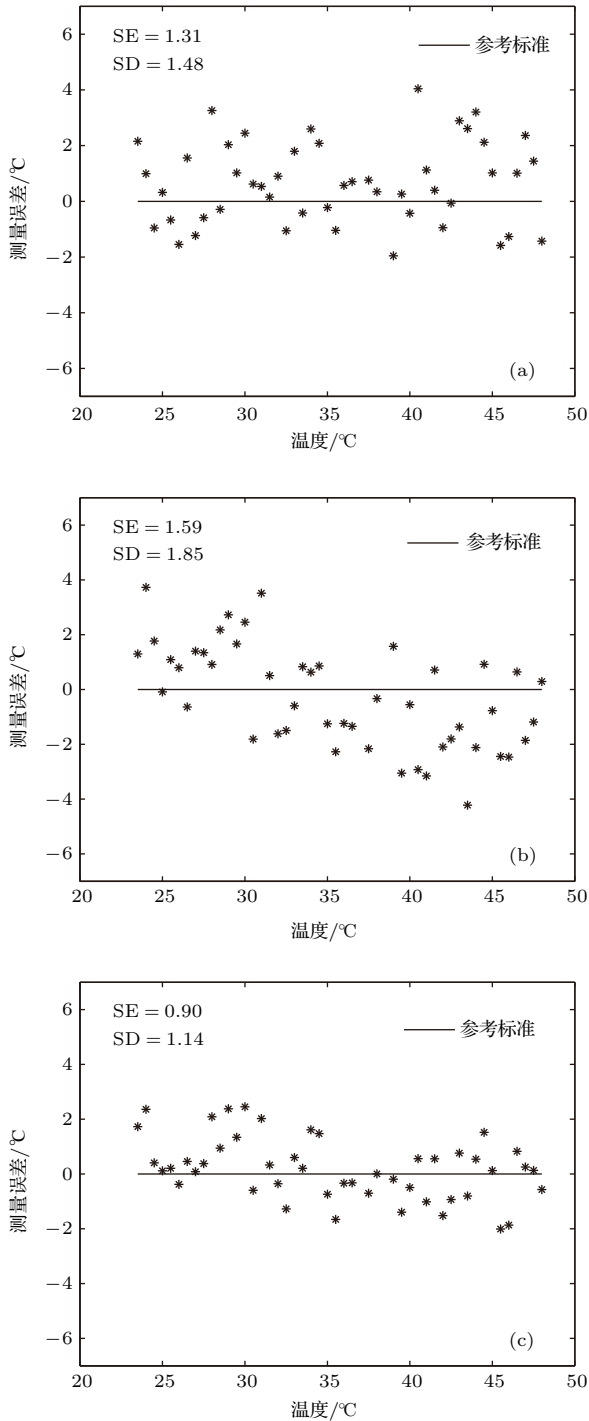


图7 离体组织光声测量温度误差分布 (a) 820 nm 激光; (b) 860 nm 激光; (c) 双波长综合

Fig. 7. Deviation of temperature measured from photoacoustic signal and actual temperature for *ex vivo* tissue: (a) Laser of 820 nm; (b) laser of 860 nm; (c) dual-wavelengths.

表4 离体组织光声温度测量结果参数
Table 4. Parameters of temperature measuring results for *ex vivo* tissue.

激光模式	标准误差 SE/°C	误差的标准方差 SD/°C	相关系数 R
820 nm	1.31	1.48	0.97
860 nm	1.59	1.85	0.97
双波长	0.90	1.14	0.99

5 结 论

利用光声信号对生物组织温度进行实时探测是一种在医学治疗等领域十分有应用前景的温度探测技术. 本文在单波长光声温度探测的基础上提出了基于双波长的光声温度探测方法, 并分别在石墨仿体和离体的猪血组织中进行了实验验证. 结果显示, 在仿体实验中, 双波长光声探测方法将测量误差由单波长下的1.38 °C和1.25 °C减小到0.88 °C; 在离体组织实验中, 双波长探测方法使误差由单波长下的1.31 °C和1.59 °C减小到0.90 °C. 此外, 无论是在仿体还是离体组织样品中, 双波长探测方法都明显减小了实验结果偏差的波动, 有效提高了探测的稳定性. 实验结果表明, 与原来的单波长探测模式相比, 本文提出的双波长光声温度探测方法, 不论是在温度测量准确度还是稳定性上都有着明显更为优越的效果. 在后续的研究中, 我们将会对光波长的选择对光声测温精确度的影响、多波长光声测温的算法优化及其在各类生物组织例如肝脏和脂肪的测量效果等进行深入的探究.

参考文献

[1] Bell A G 1880 *Am. J. Sci.* **20** 305

- [2] Jian X H, Cui Y Y, Xiang Y J, Han Z L 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 217801 (in Chinese) [简小华, 崔峭峭, 向永嘉, 韩志乐 2012 物理学报 **61** 217801]
- [3] Larina I V, Larin K V, Esenaliev R O 2005 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **38** 2633
- [4] Pramanik M, Wang L V 2009 *J. Biomed. Opt.* **14** 054024
- [5] Shao P, Cox B, Zemp R J 2011 *Appl. Opt.* **50** 3145
- [6] Sigrist M W 1986 *J. Appl. Phys.* **60** R83
- [7] Burmistrova L V, Karabutov A A, Rudenko O V, Cherepetskaya E B 1979 *Sov. Phys. Acoust.* **25** 348
- [8] Welch A J, Gemert M J C V 2011 *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (2nd Ed.) (New York: Springer) pp3–947
- [9] Seip R, Ebbini E S 1995 *IEEE Trans. Bio-Med. Eng.* **42** 828
- [10] Steiner P, Botnar R, Dubno B, Zimmermann G G, Gazelle G S, Debatin J F 1998 *Radiology* **206** 803
- [11] Graham S J, Bronskill M J, Henkelman R M 1998 *Magn. Reson. Med.* **39** 198
- [12] Xu M H, Wang L H V 2006 *Rev. Sci. Instrum.* **77** 041101
- [13] Jiao Y, Jian X H, Xiang Y J, Cui Y Y 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 087803 (in Chinese) [焦阳, 简小华, 向永嘉, 崔峭峭 2013 物理学报 **62** 087803]
- [14] Wu D, Tao C, Liu X J 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 5845 (in Chinese) [吴丹, 陶超, 刘晓峻 2010 物理学报 **59** 5845]
- [15] Li Z, Chen H, Zhou F, Li H, Chen W R 2015 *Sensors-Basel* **15** 5583
- [16] Daoudi K, van Es P, Manohar S, Steenbergen W 2013 *J. Biomed. Opt.* **18** 116009
- [17] Huang C, Nie L, Schoonover R W, Wang L V, Anastasio M A 2012 *J. Biomed. Opt.* **17** 061211
- [18] Gusev V E 1993 *Laser Optoacoustics* (New York: American Institute of Physics) pp1–271
- [19] Yin J, Tao C, Liu X J 2015 *Acta Phys. Sin.* **64** 098102 (in Chinese) [殷杰, 陶超, 刘晓峻 2015 物理学报 **64** 098102]
- [20] Sethuraman S, Amirian J H, Litovsky S H, Smalling R W, Emelianov S Y 2008 *Opt. Express* **16** 3362
- [21] Tromberg B J, Shah N, Lanning R, Cerussi A, Espinoza J, Pham T, Svaasand L, Butler J 2000 *Neoplasia* **2** 26
- [22] Prahl S <http://omlc.org/spectra/hemoglobin/> [2017-2-22]

Photoacoustic temperature measurement based on dual-wavelength method*

Liao Yu¹⁾²⁾ Jian Xiao-Hua²⁾ Cui Yao-Yao^{2)†} Zhang Qi^{1)‡}

1) (School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

2) (Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China)

(Received 9 January 2017; revised manuscript received 1 April 2017)

Abstract

Photoacoustic temperature measurement is a novel technique in which photoacoustic effect is used to measure temperature. It has the advantages of non-invasiveness, high sensitivity and deep penetration depth, which is suitable for monitoring the temperature distribution for the safe deposition of heat energy and efficient destruction of tumor cells during thermotherapy or cryotherapy. However, the present reported methods usually use one single wavelength for photoacoustic temperature measuring and are vulnerable to systematic and environmental influence, including the instability of system caused by fluctuation of laser energy, position displacement of transducer, and tissue complexity, which could reduce the measuring accuracy and stability. To solve this problem, a new photoacoustic temperature measuring method by employing two laser wavelengths is proposed in this paper. Firstly a brief theoretical analysis of dual-wavelengths photoacoustic temperature method is performed based on the linear relationship between photoacoustic signal and tissue temperature under two different wavelengths. Then two different samples including phantom of graphite and *ex vivo* pig blood are experimented respectively. The experimental temperature is set to be in a range of 26 °C–48 °C, which is controlled by a precise hot plate. And for improving the detection accuracy, the dual-wavelengths are selected as 760 and 900 nm for graphite phantom, 820 nm and 860 nm for *ex vivo* pig blood according to their absorption spectrum repetitively. The obtained results reveal that the temperature measuring correlation coefficients by dual-wavelength method can reach to 0.98 in graphite phantom and 0.99 in *ex vivo* tissue, respectively. And the average measurement deviation decreases to 0.88 °C in dual-wavelength method from 1.31 °C for the traditional single wavelength method for graphite phantom. While in *ex vivo* tissue, the measurement deviation decreases to 0.90 °C in dual-wavelength method from the average value 1.45 °C for the single wavelength method. Furthermore, the standard deviations of error are respectively reduced by an average of 38% in graphite phantom and an average of 30% in *ex vivo* tissue, respectively. These results indicate that the dual-wavelength method of photoacoustic temperature measurement can improve both the measuring accuracy and stability, and has a potential to be applied to medical therapy and other biomedical fields.

Keywords: photoacoustic temperature measurement, dual-wavelengths, temperature monitoring

PACS: 78.20.Pa, 81.70.Cv, 95.75.Qr, 43.58.Kr

DOI: 10.7498/aps.66.117802

* Project supported by the International Scientific Collaboration Program of Jiangsu Province, China (Grant No. BZ2016023), the National Key Research and Development Program of the Ministry of Science and Technology of China (Grant No. 2016YFC0103302), the National Post-doctoral General Program, China (Grant No. 2015M581409), the General Program of Jiangsu Province, China (Grant No. BK20161235), and the Prospective Application Research of Suzhou, China (Grant Nos. SYG201607, SZS201510, SYS201456).

† Corresponding author. E-mail: cuiyy@sibet.ac.cn

‡ Corresponding author. E-mail: zhangq@shu.edu.cn