

混沌激光相关法实现时间点扩展函数的测量

王亚东¹, 杨玲珍^{1,2}, 杨永强¹, 王娟芬¹, 张朝霞¹, 薛萍萍¹

¹太原理工大学物理与光电工程学院, 山西 太原 030024;

²太原理工大学新型传感器与智能控制教育部重点实验室, 山西 太原 030024

摘要 实验研究了混沌激光通过脂肪乳液的时间点扩展函数(TPSF)的特性。采用混沌光作为光源,利用混沌信号的相关函数具有delta函数特性的特点,将探测到的信号与原始信号作互相关运算,提取出测量系统的TPSF。实验中通过增加脂肪乳液的浓度,使其散射系数增大,保持吸收系数不变,得到混沌光穿过不同浓度脂肪乳液的TPSF,从获得的TPSF中提取出差分路径长度因子(DPF),定性地分析脂肪乳液的光学特性。实验结果表明,随着脂肪乳液浓度的不断增大,两路信号的相关度不断减小,DPF与脂肪乳液的散射系数呈正相关。

关键词 激光光学; 混沌激光; 脉冲响应; 相关因子; 多重散射; 光纤激光器

中图分类号 O439

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP55.071406

Temporal Point Spread Functions Measurement Based on Correlation of Chaotic Laser

Wang Yadong¹, Yang Lingzhen^{1,2}, Yang Yongqiang¹, Wang Juanfen¹,
Zhang Zhaoxia¹, Xue Pingping¹

¹College of Physics and Optoelectronics, Taiyuan University of Technology, Taiyuan, Shanxi 030024, China;

²Key Laboratory of Advanced Transducers and Intelligent Control System, Ministry of Education, Taiyuan University of Technology, Taiyuan, Shanxi 030024, China

Abstract Characteristics of the temporal point spread functions (TPSFs) of chaotic laser through intralipid solution are experimentally studied. Based on the delta function characteristic of the correlation function of chaotic signal, we retrieve TPSFs of the measured system with chaotic laser as light source by correlating the detected signal with the original signal. The scattering coefficient is increased by increasing the concentration of intralipid solution. While the absorption coefficient maintains unchanged, TPSFs of the intralipid solution at different concentrations are experimentally measured and the differential path-length factors (DPFs) are extracted from the TPSFs of intralipid solution, which can qualitatively reflect the optical properties of the intralipid solution. Results show that degree of the correlation between the two signals is decreasing with the increasing concentration of intralipid solution, and DPFs are positive correlation with the scattering coefficient of intralipid solution.

Key words laser optics; chaos laser; impulse response; correlators; multiple scattering; fiber lasers

OCIS codes 140.1540; 100.4550; 290.4210; 140.3510

收稿日期: 2018-01-15; 收到修改稿日期: 2018-01-26

基金项目: 国家自然科学基金(61575137,61675144)、山西省社会发展科技攻关项目(20140313023-3)、山西省高等学校中青年拔尖创新人才支持计划

作者简介: 王亚东(1991—),男,硕士研究生,主要从事扩散光成像中时间点扩展函数的测量方面的研究。

E-mail: wangyadong0955@link.tyut.edu.cn

导师简介: 杨玲珍(1973—),女,博士,教授,博士生导师,主要从事光纤激光技术与应用等方面的研究。

E-mail: yanglingzhen@tyut.edu.cn(通信联系人)

1 引言

随着生物医学光子学的发展,光学诊断技术受到了广泛关注。其中,光子迁移成像技术是一种快速发展的医学诊断和生物医学研究技术,应用在许多重要的领域,例如乳腺癌的早期诊断^[1-2]、新生儿大脑发育监测^[3-4]、脑功能成像^[5-6]以及关节炎诊断等^[7]。时间点扩展函数(TPSF)的测量在光子迁移成像技术中起着至关重要的作用,它隐含着待测样品的一些光学特性,如吸收系数和散射系数等。根据辐射传输理论,TPSF被定义为物体对于一个输入脉冲在光强上的时间响应,通过时间响应可以从中提取出传输系统中关键的参数——差分路径长度因子(DPF)。DPF与物体的吸收系数负相关,可以反映所有人体组织中血红蛋白吸收谱的特征,且临床上已经用它来计算推导脑血流量^[8]和脑血容量^[9]。随着光子迁移成像技术的不断发展,TPSF有了更大的应用潜力,如基于超光谱的扩散光层析技术^[10]、荧光寿命成像技术^[11]和时间分辨荧光散射层析技术^[12]等,因此,TPSF的测量就显得尤其重要。但是这些光学诊断技术通常利用超短脉冲作为探测光源。以超短脉冲为探测光源,一方面会显著增加系统成本,尤其是在多波长的应用中;另一方面超短脉冲的宽度通常是在皮秒量级,而当前光电探测器和示波器的带宽无法满足超短脉冲相应的需求,降低了测量的精度。

为了解决上述问题,一些研究者提出使用近红外连续光作为光源替代超短脉冲光^[13]。然而,相对于基于超短脉冲的测量方法,采用连续光作为光源的测量方法信噪比低,检测精度受到限制。伪随机码相关法解决了使用连续光测量中精度和探测受限的问题^[14],伪随机码作为一种类噪声信号得到了越来越多的关注^[15-16]。伪随机码光脉冲序列的产生需要利用电伪随机码来调制激光器,受电子器件带宽瓶颈的限制,伪随机码相关法的系统性能并未明显改善。

混沌激光与伪随机码光脉冲序列具有相似的光学特性,已应用于许多重要领域^[17-18]。为了摆脱伪随机码序列的带宽限制和电调制过程中可能引入的噪声的影响,本文提出混沌激光相关法,并用于测量TPSF,混沌光的自相关函数具有delta函数的特性,解决了超短脉冲检测复杂和测量精度存在的矛盾,而且宽带混沌信号的使用可以获得较高的时间分辨率。

2 基本原理

测量系统的基本框架结构如图1所示,用混沌光作为光源来测量TPSF,其中虚线代表光信号的传输,实线代表电信号的传输。混沌光源产生的信号 $x(t)$ 被分为两路:一路用来照射样品,在样品的另一侧用光电探测器(PD1)来接收透射信号 $y_1(t)$;另一路作为参考信号 $y_2(t)$ 被光电探测器(PD2)接收,通过数字示波器(OSC)完成数据采集,输入到计算机实现数据处理。

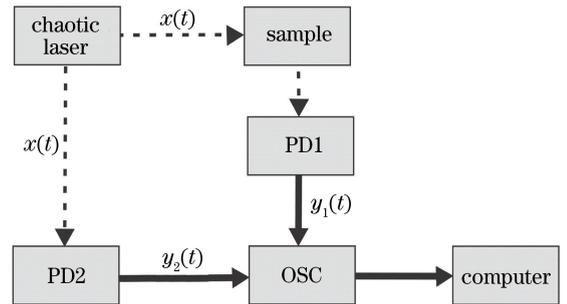


图1 系统框架图

Fig. 1 System framework diagram

假设 $I(t)$ 为样品对于一个超短脉冲激励的时间分辨响应(即所求的TPSF),利用混沌信号 $x(t)$ 来照射样品时,透过样品的信号可以表示为^[19]

$$R(t) = I(t) * x(t), \quad (1)$$

式中:符号 $*$ 表示卷积运算。为了提取出 $I(t)$,将 $R(t)$ 和 $x(t)$ 作互相关运算,可得

$$f(\tau) = R(t) \otimes x(t) = I(\tau) * g(\tau), \quad (2)$$

式中:符号 \otimes 表示互相关运算, $g(\tau)$ 为混沌信号的自相关函数。从(2)式可以看出,混沌信号的特性对 $I(t)$ 的准确获取有很大的影响,当TPSF的时间序列远小于混沌信号的周期 T 时,在特定时间延迟 τ 下的 $f(\tau)$ 就可以很好地近似为 $I(t)$,所以脉冲响应可以通过相关法来获得。如前所述,将透射信号 $y_1(t)$ 与参考信号 $y_2(t)$ 作互相关运算^[20]:

$$f(t) = y_1(t) \otimes y_2(t) = I(t) * g(\tau) * [h_{r1}(t) \otimes h_{r2}(t)] = I(t) * g'(t), \quad (3)$$

式中: $h_{r1}(t)$ 和 $h_{r2}(t)$ 分别为两个探测器的脉冲响应函数, $g'(t) = g(\tau) * [h_{r1}(t) \otimes h_{r2}(t)]$ 为系统的脉冲响应。若选用两个相同的探测器,即 $h_{r1}(t) = h_{r2}(t)$,那么 $g'(t)$ 将是一个delta函数,此时 $f(t)$ 就定性地等于 $I(t)$ 。

在透射测量模式下,DPF被定义为光子传输的

平均距离除以光子进入和穿出样品的两点间的距离(用样品的物理宽度 d 来表示),由于多重散射的影响,光子的实际传输距离明显大于 d 。数据处理时,通过计算光子的平均飞行时间 $\langle t \rangle$ 来求得 DPF,因为数据采集是通过 OSC 来完成的,所以 $\langle t \rangle$ 可以用有限求和来近似:

$$\langle t \rangle = \frac{\sum_{\tau=1}^n \tau I(\tau)}{\sum_{\tau=1}^n I(\tau)}, \quad (4)$$

式中: n 为有效采样时间的总数。于是,DPF 可以表示为^[21]

$$F_{\text{DP}} = \frac{1}{d} \cdot \frac{c}{n_s} \langle t \rangle, \quad (5)$$

式中: c 为光在真空中的速度; n_s 为样品的折射率,一旦样品选定, n_s 就被认为是一个定值。

3 实验装置

脂肪乳液是一种常用的人体组织模拟液。对于人体组织而言,光学特性的变化与其病变程度有着密切的联系,脂肪乳液与人体组织有着相似的光学特性,不同浓度的脂肪乳液可以表征人体组织的健康程度。混沌激光通过脂肪乳液的 TPSF 的实验装置如图 2 所示。

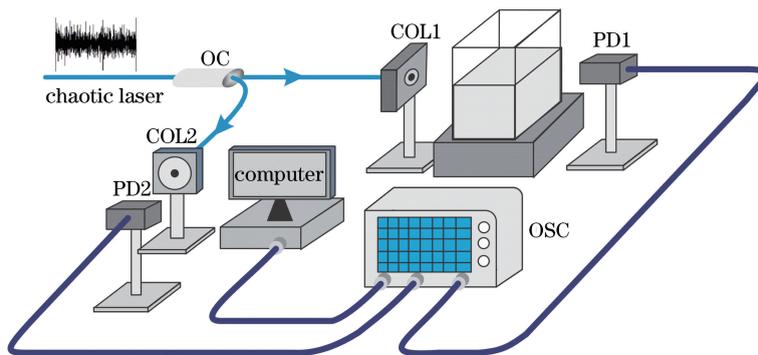


图 2 TPSF 实验装置图

Fig. 2 Experimental setup of TPSF

实验所用混沌光源为波长 1069 nm、输出功率 65 mW 的近红外光,其混沌输出特性如图 3 所示,其中图 3(a)为混沌信号的时间序列图,图 3(b)为混沌信号的自相关函数,可以看出其类似于 delta 函数。

混沌激光产生的宽带混沌信号分为两路,一路用来照射脂肪乳液,另一路作为参考信号 (3.4 mW)。由于脂肪乳液微粒的散射作用,光子将沿不同的路径到达介质的另一侧。从光源输出的混沌激光通过一个 95:5 的耦合器 (OC) 分为两路:一

路作为参考信号通过光纤准直器 (COL2) 进入光电探测器 (PD2); 另一路作为信号光通过光纤准直器 (COL1) 入射到放有脂肪乳液的透明容器,透射光被光电探测器 (PD1) 接收。光纤准直器的作用是使光线平行入射到样品,提高传输效率。实验选用一个边长为 5 cm 的立方体型石英玻璃杯作为透明容器。为了能测得不同溶液浓度下的脉冲响应,先往石英杯中注入 80 mL 清水,然后再逐滴 (1 mL) 加入质量分数为 0.1% 的脂肪乳液搅匀,待溶液稳定后测量其功率和波形。光电探测器 PD1 和 PD2 是两个

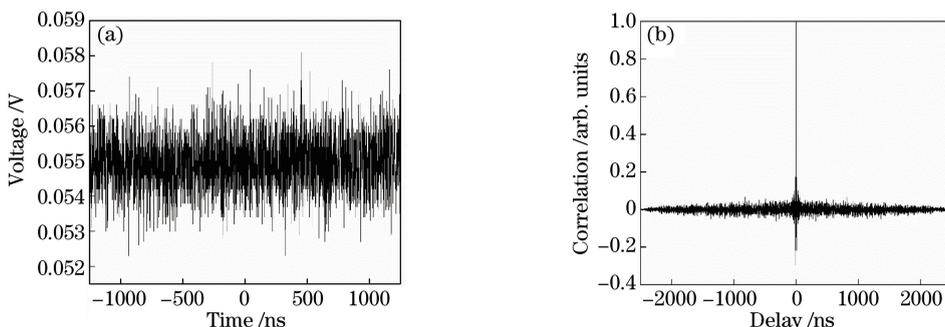


图 3 混沌信号的特性。(a)混沌信号的时序状态;(b)混沌信号的自相关函数

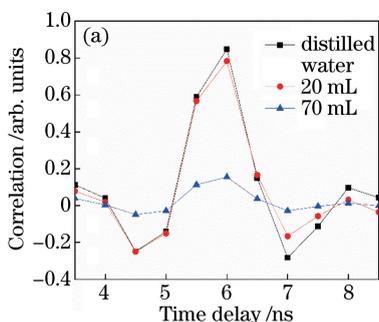
Fig. 3 Characteristics of chaotic signal. (a) Time series of chaotic signal; (b) auto-correlation function of chaotic signal

相同的自由空间高速探测器,由于光电探测器的有效接收面积较小,将准直器和探测器固定在位移平台上,以便调整光路和扫描平面。为了减小空气对实验结果的影响,应合理控制入射光和探测器及样品的距离。将参考光和穿过脂肪乳液的透射光转化为电信号,输出的电信号同时输入到由计算机控制的 OSC 完成数据的采集和处理。如前所述,利用计算机对 $y_1(t)$ 与 $y_2(t)$ 作互相关运算,因为两个探测器的响应函数相同,所以相关函数 $f(t)$ 就等于所求的 $I(t)$ 。

由于脂肪乳液类似于一种乳制品,具有一定的保质期,所以每次实验前都要重新配制,总共进行了 10 次实验。实验中每次加入 1 mL 脂肪乳液后搅匀,待乳液稳定后暂停示波器,同时采集两路的数据后,取消暂停,等待 1~2 min 再测量,如此重复测量 10 组数据后再继续添加脂肪乳液,直到加完 70 mL 脂肪乳液为止。为了保证乳液不从容器中溢出,每加完 5 mL 乳液采集数据后需从容器中取出 5 mL 乳液,此时的乳液浓度保持不变,数据处理时先将每 10 组数据的相关结果求平均值,然后对 10 次实验的结果求平均值作为最终结果。

4 实验结果与讨论

图 4(a) 给出了脂肪乳液在不同浓度下的脉冲响应,即 TPSF,横坐标为时间延迟,表示两路信号



的时间差,纵坐标为相关峰值,代表了两路信号的差异性。为了便于观察只给出了 3 条具有代表性的结果,其中黑色(■)连线表示未添加脂肪乳液的蒸馏水,红色(●)连线表示添加了 20 mL 的脂肪乳液,蓝色(▲)连线表示添加了 70 mL 的脂肪乳液。根据混沌信号的相关特性,相关值在 0 处会出现小幅度的上下起伏,且离峰值越远,幅度越小,这种现象是由噪声引起的,称为噪声基底。图 4(a)中纵坐标相关值小于 0 的部分属于噪声基底,又由于相关算法的原因,每个 TPSF 中基底的变化趋势相同,它对之后光子平均飞行时间 $\langle t \rangle$ 的计算并无影响。图 4(b)为响应曲线的峰值与脂肪乳液体积的变化关系,可以看出相关峰值随着脂肪乳液浓度的增加逐渐降低。光的传播过程主要受到介质光学特性的影响,常见的有吸收和散射。在近红外光区,脂肪乳液是一种高散射性介质,其对光的吸收主要来源于乳液中的水,由于水在不同浓度的溶液中所占比重都很大,所以可以认为水引起的吸收作用稳定不变。从图中可以看出,当加入脂肪乳液的体积在 20 mL 之内时,由于容器内乳液的整体浓度较低,大部分光子经过的散射较少,能顺利穿过溶液,所以这时 TPSF 的变化较小。随着脂肪乳液的不断加入,微粒对光子的影响变得明显,最终导致探测器只能接收到小部分的光子,对应的峰值也不断减小。

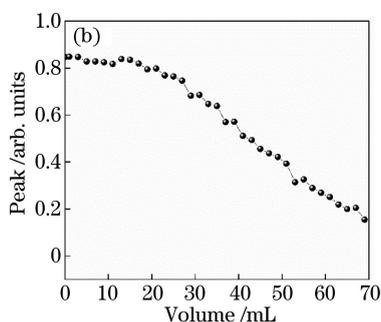


图 4 TPSF 实验结果。(a) TPSF;(b) TPSF 峰值的变化

Fig. 4 Experimental results of TPSF. (a) TPSF; (b) peak value variation of TPSF

光子的平均飞行时间 $\langle t \rangle$ 与所加脂肪乳液的关系如图 5 所示,横坐标为加入脂肪乳液的体积。从实验结果可以看出,平均飞行时间随着脂肪乳液的增加在逐渐增大,这是由于随着乳液浓度的增大,光子所受脂肪微粒的散射作用越来越严重,光子的运动轨迹越复杂,实际所走过的路径越长,导致对应的时间变大;加入的脂肪乳液体积在接近 70 mL 时 $\langle t \rangle$ 明显增大。利用(5)式计算 DPF 时, n_s 被认为是

一个定值,在人体组织研究中 n_s 表示健康组织的折射率,在这里可以理解为水的折射率。实验中由于脂肪乳液的不断加入,实际的折射率产生了变化,这种变化造成的影响正是通过平均飞行时间 $\langle t \rangle$ 来表征的,所以可以用 $\langle t \rangle$ 来定性分析 DPF。实验结果说明了 DPF 不仅与吸收系数有关,与散射系数也有关系,并且是正相关,这与光子传输理论完全相符。

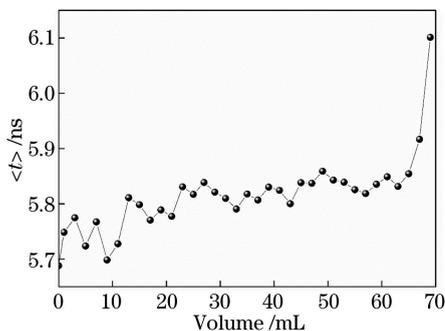


图 5 平均飞行时间随加入脂肪乳液体积的变化情况

Fig. 5 Relationship between the average flight time and volume of intralipid solution added

5 结 论

利用混沌光测量了光子迁移成像中的 TPSF, 将混沌光作为光源进行 TPSF 测量理论分析和实验研究。结合混沌光的特点, 给出了 TPSF 的测量方法, 并且获得了相应的实验结果。通过实验结果计算出了混沌激光在脂肪乳液中的 DPF。结果表明: DPF 与介质的散射系数正相关。混沌激光相关法可实现对 TPSF 的测量, 在数据采集时间和信噪比方面具有潜在的优势, 系统的整体成本较低, 证明了这种方法在 TPSF 测量中的巨大潜力; 有利于利用 TPSF 进行光子迁移成像技术中光的吸收系数和散射系数的分析, 实现图像的重建。

参 考 文 献

- [1] Chance B. Near-infrared (NIR) optical spectroscopy characterizes breast tissue hormonal and age status [J]. *Academic Radiology*, 2001, 8(3): 209-210.
- [2] Tromberg B J, Shah N, Lanning R, *et al.* Non-invasive in vivo characterization of breast tumors using photon migration spectroscopy[J]. *Neoplasia*, 2000, 2(1/2): 26-40.
- [3] Hebden J C, Gibson A, Yusof R M, *et al.* Three-dimensional optical tomography of the premature infant brain [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2002, 47(23): 4155-4166.
- [4] Aldrich C J, D'Antona D, Spencer J A, *et al.* The effect of maternal pushing on fetal cerebral oxygenation and blood volume during the second stage of labour[J]. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 1995, 102(6): 448-453.
- [5] Boas D A, Gaudette T, Strangman G, *et al.* The accuracy of near infrared spectroscopy and imaging during focal changes in cerebral hemodynamics [J].

NeuroImage, 2001, 13(1): 76-90.

- [6] Chance B, Zhuang Z, UnAh C, *et al.* Cognition-activated low-frequency modulation of light absorption in human brain [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 1993, 90(8): 3770-3774.
- [7] Beuthan J, Netz U, Minet O, *et al.* Light scattering study of rheumatoid arthritis [J]. *Quantum Electronics*, 2002, 32(11): 945-952.
- [8] Edwards A D, Richardson C, Cope M, *et al.* Cotside measurement of cerebral blood flow in ill newborn infants by near infrared spectroscopy [J]. *The Lancet*, 1988, 332(8614): 770-771.
- [9] Wyatt J S, Cope M, Delpy D T, *et al.* Quantitation of cerebral blood volume in human infants by near infrared spectroscopy [J]. *Journal of Applied Physiology*, 1990, 68(3): 1086-1091.
- [10] Larusson F, Fantini S, Miller E L. Parametric level set reconstruction methods for hyperspectral diffuse optical tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(5): 1006-1024.
- [11] de Grauw C J, Gerritsen H C. Multiple time-gate module for fluorescence lifetime imaging [J]. *Applied Spectroscopy*, 2001, 55(6): 670-678.
- [12] Gao F, Zhang L M, He H Y, *et al.* A self-normalized full time-resolved scheme for fluorescence diffuse optical tomography [J]. *Proceeding of SPIE*, 2008, 6850: 68500N.
- [13] Siegel A M, Marota J J A, Boas D A. Design and evaluation of a continuous-wave diffuse optical tomography system [J]. *Optics Express*, 1999, 4(8): 287-298.
- [14] Chen N G, Zhu Q. Time-resolved diffusivity optical imaging using pseudo-random bit sequences [J]. *Optics Express*, 2003, 11(25): 3445-3454.
- [15] Wu X G, Yang Y, Hao P Y. Unambiguous laser ranging technology based on extended Pseudo-Random modulation [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2016, 43(4): 0408001.
吴兴国, 羊毅, 郝培育. 消除距离模糊的扩展伪随机码调制激光测距技术 [J]. *中国激光*, 2016, 43(4): 0408001.
- [16] Sun Z C, Wang Z, Wu C Q, *et al.* All-optical repetition rate multiplication of return to zero pseudorandom bit sequences using duty ratio compressor based on terahertz optical asymmetrical demultiplexer [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2016, 43(4): 0405001.

- 孙振超, 王智, 吴重庆, 等. 利用太赫兹光非对称解复用器对归零伪随机码占空比压缩的全光速率倍增[J]. 中国激光, 2016, 43(4): 0405001.
- [17] Wang Y S, Wang Y C, Guo Y Q. Research progress of the photonic integrated chaotic lasers[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(10): 100005.
王永胜, 王云才, 郭龔强. 光子集成混沌激光器的研究进展[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(10): 100005.
- [18] Qiao Y, Ma J, Zhang J G. Design of chaotic light source for chaos optical time domain reflectometry[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(2): 021201.
乔翊, 马珺, 张建国. 面向混沌光时域反射仪的混沌光源设计[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(2): 021201.
- [19] Chen N G, Zhu Q. Time-resolved optical measurements with spread spectrum excitation[J]. Optics Letters, 2002, 27(20): 1806-1808.
- [20] Rumbaugh L K, Banavar M K, Jemison W D. Underwater optical impulse response measurement using a chaotic lidar sensor[J]. Proceeding of SPIE, 2015, 9459: 945909.
- [21] Essenpreis M, Elwell C E, Cope M, *et al.* Spectral dependence of temporal point spread functions in human tissues[J]. Applied Optics, 1993, 32(4): 418-425.