

光学相干层析成像的实验研究

宋桂菊 任宏武 张莲英 张位在 王向朝 方祖捷
(中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

摘 要 用光纤迈克耳孙干涉仪方法, 建立了一种相干门层析成像实验装置。在此系统中, 采用相干长度仅为 $25\ \mu\text{m}$ 的超辐射管作光源, 测量了样品浸泡在牛奶乳浊液情况下的干涉信号。

关键词 干涉仪, 光纤干涉技术, 光学相干层析成像。

1 引 言

各种成像技术, 如 X 射线计算层析成像(XCT)、核磁共振成像、超声波成像等^[1], 在医学上已经获得广泛应用, 成为现代医学诊断技术的一个显著标志。每种技术由于其不同的工作原理, 决定了其不同的分辨率和探测深度、不同的适用范围、不同的检测部位和功能特点。X 射线计算层析成像探测深度深, 分辨率也较高, 但入射的高能量会使生物组织离化, 频繁使用会损害身体。超声波成像分辨率较低。核磁共振虽有亚毫米级的分辨率, 但所需的超导磁体价格昂贵。为了进一步提高分辨率, 减少对人体的损伤, 一种新的安全的低成本的技术——光学相干层析成像(简称 OCT)正在研究和发展之中。研究结果表明, 光学相干层析成像可望在医学、生物学中获得应用, 成为一种新的实用诊断手段。它也可在制药、工业测量中得到应用。

Huang 等人^[2]首次把这一技术用于人眼视网膜细微结构和冠状动脉壁结构的成像, 获得了成功。Schmit 等人^[3]将其用于生物组织光学特性参数的测量, 也取得了很好的效果。鉴于它广泛的应用前景, 国际上在开展研究工作的同时, 已经向产品化方向发展。国内也有一些科研小组开始进行有关的研究工作。

通过生物组织一类强散射介质实现光学成像的关键, 是把信号从杂散光的噪声中提取出来。本文报道采用光纤迈克耳孙干涉仪方法, 利用宽带、低相干度的超辐射管作光源, 实现相干门层析信息的提取的实验结果。

2 实验原理

光在生物组织等强散射介质中传输时, 受到介质的散射和吸收, 因此而改变光的强度、方向、相位、相干性和偏振状态。光子通过激发介质原子或分子能级间的跃迁而被吸收, 吸

* 国家自然科学基金资助课题(69637030)。

收稿日期: 1998-12-09; 收到修改稿日期: 1999-01-06

收程度是光波长的函数,所以可选择合适的入射光波长来减少吸收。散射则是由于介质的微结构振动和起伏引起,其本质上是一种弹性碰撞。因此光子入射到散射介质中,由于碰撞而引起光子运动方向的改变。根据入射光子受散射次数的多少可分为弹道光子、蛇形光子和漫射光子三种类型。弹道光子无散射地穿过介质,传输方向与入射方向基本一致,行走最短时间和最短距离,保留了相干性,并带着散射介质内部大量的信息。漫射光子被多次散射,出射方向分布在各个不同角度,行走最长的时间和距离,仅带有散射介质的少量信息,丢失了光子的初始特性,特别是相干性。蛇形光子经历次数较少的几次散射,在以入射方向为轴的小角度范围内传输,保留了入射光子的大部分特点,带有一部分介质结构的信息^[6]。为了获得介质内部结构的信息,需要选出弹道光子和蛇形光子成像。利用三种光子不同的时间、空间、相干特性,有三种最基本的选通方法。时间门方法是用皮秒级的快门选出传输时间短的弹道光子和蛇形光子成像,阻挡掉漫射光子^[4];空间门方法是用孔径有限大小的小孔排除漫射光子^[5];根据三类光子的不同相干性来选通的方法叫相干门^[3],本文采用的即是这种方法。其核心部分是一个光纤迈克尔孙干涉仪,如图 1 所示。光源输出耦合进单模光纤,被 3 dB 的

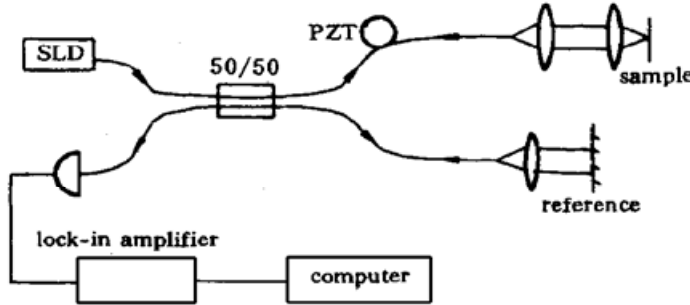


Fig. 1 Schematic of the OCT system

耦合器等分成两路。一路由共焦透镜系统聚焦在样品上,另一路经透镜准直从平面反射镜上返回作为参考光。从样品臂和参考臂返回的两束光在耦合器中会合。当两臂光程差在光源相干长度之内时,发生干涉。在样品臂上接入一个压电陶瓷(PZT)调相器,使两光束间产生一个调制的相位差。通过锁相放大器可以把干涉信号中的调相信号检测出来^[8],从而压低噪声,提高测量的灵敏度。因此,采用干涉仪的方法,可以排除相干长度范围之外的介质的漫散射光的影响,把样品内部同参考臂具有等臂长的那一层的反射信号提取出来。其纵向的分辨率大致同光源的相干长度相等。同时由于样品臂采用了共焦系统,也可以排除不在焦点上的介质散射光的影响。这是一种空间选通门的作用。

假设光源为单色光,入纤功率为 I_0 。参考臂的等效反射率为 R_2 。光在样品内受到散射和反射,假设其等效反射率为 R_1 。那么,检测到的干涉信号光强 I 为

$$I = q(1 - q)I_0[R_1 + R_2 + 2\sqrt{R_1R_2}\cos(\delta + k\Delta L)], \quad (1)$$

其中, δ 为压电陶瓷振动引起的相位变化, k 为波矢, ΔL 为光程差, $q/(1 - q)$ 为光纤耦合器的分束比。

考虑到光源的非单色性,设谱密度 $\rho(k)$ 为高斯线型, ω_0 为中心频率, $\Delta\nu$ 为线宽,

$$\rho(k) \propto \sqrt{R_1R_2}(1/\Delta\nu) \exp[-4 \ln 2(\nu - \omega_0)^2/\Delta\nu^2],$$

则干涉信号中的交流成分 ΔI 应为

$$\Delta I = \sqrt{R_1R_2}(1/\Delta\nu) \int \exp[-4 \ln 2(\nu - \omega_0)^2/\Delta\nu^2] \cos(\delta + k\Delta L) d\nu,$$

其中 $k = \frac{2\pi\nu}{c}$, c 为光在真空中光速。积分得

$$\Delta I \propto \sqrt{R_1R_2} \exp[-(\frac{\pi\Delta L}{L_c})^2] \cos[\delta + k\Delta L], \quad (2)$$

耦合器等分成两路。一路由共焦透镜系统聚焦在样品上,另一路经透镜准直从平面反射镜上返回作为参考光。从样品臂和参考臂返回的两束光在耦合器中会合。当两臂光程差在光源相干长度之内时,发生干涉。在样品臂上接入一个压电陶瓷(PZT)调相器,使两光束间产生一个调制的相位差。通过锁相放大器可以把干涉信号中的

式中 L_c 为入射光的相干长度, $L_c = \lambda^2/\Delta\lambda$, $\Delta\lambda$ 为入射光的线宽。可见, 当 $\Delta L = 0$ 时, 信号最强。 ΔL 增加时信号迅速下降, 趋向于零。这表明, 样品中与参考臂的长度相差不超过相干长度 L_c 的范围内的反射光才能发生干涉, 从而实现相干门选通。

由于生物组织中的散射很强, 干涉信号往往被湮没在噪声之中。为了把干涉信号提取出来, 成熟的方法是采用锁相放大。以光纤调相器的频率作为锁相放大器的参考频率去锁定, 就可以把干涉信号提取并放大出来。压电陶瓷相位调制器产生的相位可以表示为:

$$\delta = B \sin \alpha t,$$

干涉信号为

$$\Delta I \propto \sqrt{R_1 R_2} \exp \left[- \left(\frac{\pi \Delta L}{L_c} \right)^2 \right] \cos [B \sin (\alpha t) + k \Delta L], \quad (3)$$

余弦函数部分作傅里叶展开可得:

$$\begin{aligned} \Delta I \propto \sqrt{R_1 R_2} \exp \left[- \left(\frac{\pi \Delta L}{L_c} \right)^2 \right] \{ \cos (k \Delta L) [2 \sum_1^{\infty} J_{2n}(B) \cos (2n \alpha t) + J_0(B)] - \\ 2 \sin (k \Delta L) \sum_0^{\infty} J_{2n+1}(B) \sin [(2n+1) \alpha t] \}. \end{aligned} \quad (4)$$

探测时, 锁相放大器选择输出基频信号。该信号与样品内部的等效反射率成比例, 从而把散射介质内部的信息提取出来。上式表明, 干涉信号除基频信号外, 还有一系列高次谐波, 其幅度正比于调相幅度的贝塞尔函数, 并同二臂光程差有关。

3 实验结果

由实验原理的分析可知, 在相干层析技术中, 一个关键的器件是有足够高功率的低相干光源。本实验采用半导体超辐射管作光源, 峰值波长 850 nm, 谱线宽度约 18 nm, 所以相干长度约 25 μm 。输出功率在数十到百微瓦范围。压电陶瓷调制频率 5 kHz。样品为浸泡在牛奶乳浊液中的光刻板, 周期 400 μm , 条宽 50 μm 。光刻板固定在三维步进马达上。实验中步进马达沿垂直于条纹方向运动, 记录观察到的信号。再对样品沿条纹方向步进扫描, 得到该平面上的二维成像信号。干涉光强从光纤耦合器的第 4 个端口输出, 用光电倍增管接收, 经锁相放大到记录仪记录和计算机数据采集处理。

样品(光刻板)前先不放散射介质作光路调整。用示波器测量光电倍增管的输出, 可以观察到图 2 所示的干涉信号波形。图 2(a) 为基频波形, 图 2(b) 是包含有二次谐波时的信号波形。出现不同波形的原因, 一是由于实验装置的不稳定性, 二是由于装置的可调部分暴露在空气中, 气流、气温的变化都会引起光程差的微量变化。这二种波形也反映了(4)式所描述的特性。样品作水平扫描时时, 记录的信号如图 3 所示。



Fig. 2 The interferometer signal on oscillator. (a) Fundamental signal, (b) SHG and fundamental signal

样品浸入牛奶溶液后,肉眼观察不能分辨样品上的条纹,如图4下部所示。



Fig. 3 Signal by X-Y recorder with sample in air

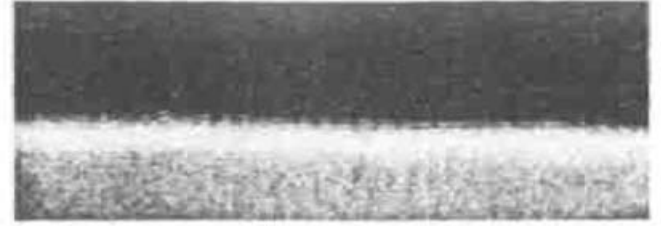


Fig. 4 A photo of the mask soaked in milk solution halfway

从干涉仪光电倍增管输出的信号,也不能用示波器观察到图2所示的波形。因为牛奶对入射光和样品的反射光多次散射,光强大为减弱,噪声明显增加。但是用锁相放大器放大后,可以明显地分辨出样品上的条纹,如图5(a)所示。当参考臂在纵向调偏约 $25\ \mu\text{m}$ 时,信号消失,如图5(b)所示。这一结果验证了相干门的选通作用。

在样品垂直移动的不同位置上进行水平扫描,记录下一组二维的数据。用计算机处理后,得到样品的二维平面成像,如图6所示。其中水平方向扫描范围约为 $1.8\ \text{mm}$,垂直方向扫描范围约为 $1\ \text{mm}$ 。

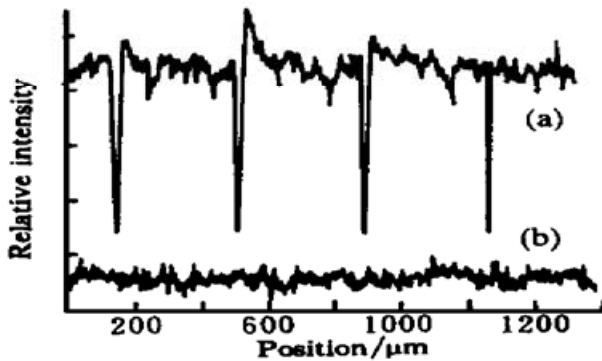


Fig. 5 OCT signal of a mask sample soaked in 30% milk solution. (a) Coherent signal of the mask sample in milk solution, (b) Signals with $25\ \mu\text{m}$ of the optical path deviation

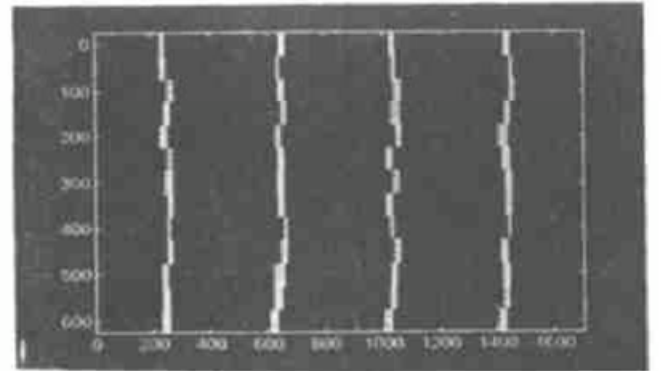


Fig. 6 Two-dimension image of the mask sample soaked in 5% milk solution

4 讨 论

本文报道采用光纤迈克耳孙干涉仪方法建立的相干门层析成像实验装置,以相干长度为 $25\ \mu\text{m}$ 的超辐射管作光源,测量了样品浸泡在牛奶乳浊液情况下的干涉信号。但由于样品步进起始时间和计算机数据采集起始时间没有完全同步,且对于不同的样品位置,这种同步差异是不同的,这就造成采集到的每组信号起始位置有随机差异,所以图6所示的由不同位置处的信号组成的样品二维图像的条纹互相错开,不是标准的长条。另外牛奶溶液比较均匀,不能充分模拟生物组织,实际组织的透过率可能有很大的变化范围。

为了从大的噪声中把微弱信号提取出来,并得到大的信噪比,这就要求在外差检测的基础上增加新的技术,诸如提高光电倍增管的灵敏度、加入差动放大装置等,这将在我们以后的实验中实现。

本工作的最终目的是要实现生物样品内部结构的三维成像,研究生物等散射介质的散射

透射特性。对样品作纵向层析扫描的实验工作正在进行之中, 将在另文报道。希望本工作为实现光学层析成像技术的实际应用打下一定的基础。

参 考 文 献

- [1] Gayen S K, Alfano R R. Biomedical imaging techniques. *Opt. Photo. News*, 1996, 7(3) : 17~ 22
- [2] Huang D, Swanson E A, Linet C P *et al.*. Optical coherence tomograph. *Science*, 1991, 254(2035) : 1178~ 1181
- [3] Schmitt J M, Knuttel A, Bonner R F. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry. *Appl. Opt.*, 1993, 32(30) : 6032~ 6041
- [4] Wang L, Ho P P, Liu C *et al.*. Ballistic 2-D imaging through scattering walls using an ultrafast optical Kerr gate. *Science*, 1991, 253(5021) : 769~ 771
- [5] Schmitt J M, Knuttel A, Yadlowsky M. Confocal microscopy in turbid media. *J. Opt. Soc. Am. (A)*, 1994, 11(8) : 2226~ 2235
- [6] Schmidt A, Corey R, Saulnier P. Image through random media by use of low-coherence optical heterodyning. *Opt. Lett.*, 1995, 20(4) : 404~ 406

Experimental Research on Optical Coherence Tomography

Song Guiju Ren Hongwu Zhang Lianying Zhang Weizai
Wang Xiangzhao Fang Zujie

(Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, The Chinese Academy of Science, Shanghai 201800)

(Received 9 December 1998; revised 6 January 1999)

Abstract By using an optical fiber Michelson inteferometer and a super-luminescent diode with a coherent length of about 25 μm , an experimental setup of optical coherence tomography was developed. A two demensional image of a sample dipping in milk was obtained by this setup.

Key words interferometer, fibre coherence technique, optical coherence tomography.