

文章编号:1004-4213(2011)12-1899-4

共路径光相干成像系统光纤探头的设计

巫中伟,程瑶,孙小菡

(东南大学 电子科学与工程学院 江苏省光传感/通信与网络技术工程研究中心,南京,210096)

摘要:本文提出了基于楔形光纤以及端面成角度光纤的共路径光相干成像系统探头,实现背向散射信号在其端部的共路径相位干涉,从而获得待测件断面成像信息.首先,建立了共路径光相干成像系统光路及探头相位干涉的理论模型,分析了各光纤探头尺寸与干涉信号强度、系统性能的关系.其次,分别设计出楔形光纤、端面成角光纤探头,开展了共路径光路干涉实验,搭建了工作波长为 1 550 nm 的共路径光路测试系统.然后,根据不同待测样品的散射率,设计并研制了不同角度的楔形光纤探头,分析了不同尺寸的光纤探头对系统性能的影响,针对不同样品开展了固定探头探测实验.实验结果表明,楔形光纤端部可直接对输出光聚焦,照射在被测样品上,且其端面成一定角度时,可调节输出分光比,实现对参考信号的调节,提高了系统信噪比.为进一步开展共路径光相干成像系统的研究奠定了基础.

关键词:光学相干成像;共路径;探头;角度

中图分类号: TN703

文献标识码: A

doi: 10. 3788/gzxb20114012. 1899

0 引言

光学相干成像(Optical Coherence Tomography, OCT)技术是一种新型的生物医学光学成像方式,1991年首先报道了利用OCT技术实现眼底层析成像^[1].它通过测量背向散射光和反射光可以实现对材料内部微观结构或生物系统横断面成像,可以对被测样品进行活体的无损成像^[2-3].由于其高分辨率、非侵入和无辐射等优点,OCT已经在许多的领域有着广泛的应用,具有良好的发展前景,已成为高分辨率生物医学成像研究热点之一^[4-8].共路径OCT系统将参考臂和探测臂合二为一,从而有效地降低了分开状态下两臂间由于光路、光纤以及耦合器等带来的干扰^[9-13].在该系统中,探头作为共路径光路的一部分,也会影响到断层散射相位干涉信号.探头的优化设计是决定系统性能的关键因素之一.

目前,多数工作集中在设计比较复杂的探头上.文献[14]基于MEMS技术的内窥镜探头,通过使用热电效应控制MEMS反射镜的旋转,从而实现对组织的探测;文献[15]基于光纤束的光纤探头,通过使用光纤束作为探头能够有效的提高系统的信噪比;文献[16]基于单模光纤和无心石英光纤的光纤探头,通过无心石英光纤实现探测光的汇聚作用.但上述工作均未涉及到探头端面角度对系统的影响.

本文提出了基于楔形、锥形以及端面成角光纤的OCT探头,建立了共路径OCT光路以及在探头处相位干涉的理论模型,推导出干涉强度随探头端面角度的关系,设计了楔形光纤、端面成角光纤探头,开展了共路径光路干涉实验.实验结果表明,楔形光纤端部可直接对输出光聚焦,照射在被测样品上,且其端面成一定角度时,可调节输出分光比,实现对参考信号的调节,提高了干涉效果.本文的工作对进一步开展共路径OCT系统研究奠定了基础.

1 探头的设计

1.1 共路径OCT系统

图1所示的共路径OCT系统,参考臂和样品臂共用一个光学路径.光源发出的光经过光纤环形器(C₁)进入参考臂(样品臂),一部分光在参考面处反

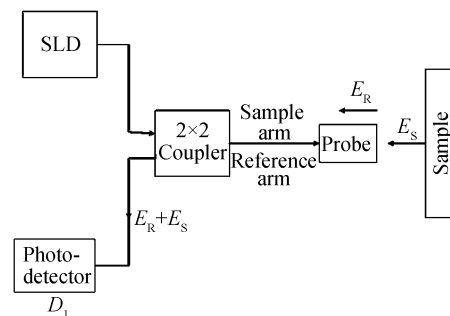


图1 共路径OCT系统
Fig. 1 Common-path OCT system

第一作者:巫中伟(1983-),男,博士研究生,主要研究方向为光传感. Email: davidwu@seu.edu.cn

导师(通讯作者):孙小菡(1955-),女,教授,博导,主要研究方向为光通信/光传感. Email: xhsun@seu.edu.cn

收稿日期:2011-06-10;修回日期:2011-09-30

射,作为参考光 E_R ;另一部分光透过传感探针照射到样品内部而得到很弱的后向散射光,再次耦合回光纤,作为样品光 E_S ,与参考光相干叠加,产生干涉信号.干涉信号通过参考臂(样品臂)回到光纤耦合器,进入探测器 D_1 .

1.2 探头结构

如图 2 所示,本文中所设计的探头是在单模光纤的基础上加工而成,首先将单模光纤的尾部加工成楔形,再使用研磨机对楔形光纤的端面进行有角度的研磨,具体角度根据被探测物体的光学特性来确定的.

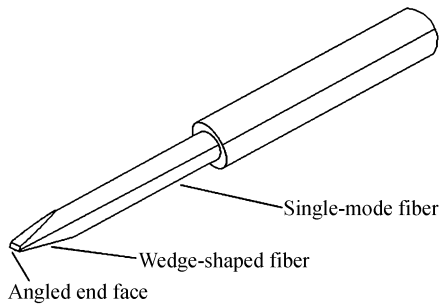


图 2 探头结构
Fig. 2 The probe structure diagram

2 探头的理论模型

2.1 理论模型

在图 1 所表达的系统中,探测器接受的光强表达式为

$$I_0 = I_R + I_S + 2\sqrt{I_R I_S} \cos\varphi \quad (1)$$

式中, I_R 、 I_S 分别为是参考光光强和样品光光强, φ 是两光波的相位差,且正比于探测距离 x ,其表达式为

$$\varphi = \frac{4\pi n_0 x}{\lambda} \quad (2)$$

式中, n_0 是空气折射率, λ 是光源波长.

如图 3 所示. 设纤芯折射率为 n_1 , 样品折射率为 n_2 , 光纤末端与垂直方向的夹角为 θ , 样品与光纤 AC 面平行放置. 光线 1 在纤芯与空气界面发生反射和折射, 反射光 2 作为参考光, 折射光 3 在样品表面反射经过折射再次入射回纤芯内, 作为样品光, 并与参考光干涉.

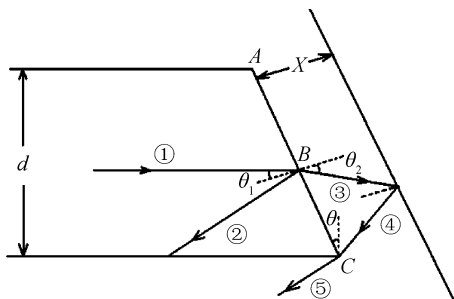


图 3 计算模型图
Fig. 3 Optical path model

$$\frac{I_R}{I_i} = R_1 = \frac{\tan^2(\theta_1 - \theta_2)}{\tan^2(\theta_1 + \theta_2)} \cos^2 \alpha + \frac{\sin^2(\theta_1 - \theta_2)}{\sin^2(\theta_1 + \theta_2)} \sin^2 \alpha \quad (3)$$

式中 $\theta_1 = 90^\circ - \theta$, $\sin(\theta_2) = \frac{\cos\theta}{n_1}$.

值得注意的是, 探针透射出去的光经样品表面反射, 只有一部可以入射回纤芯, 这就存在一个接收效率 η 的问题, 图 3 的光线 4 所示的是临界情况, 可得^[14]

$$\eta = \left(\frac{AB}{AC}\right)^2 = \left(1 - \frac{2x \tan\theta_2 \cos\theta}{d}\right)^2 \quad (4)$$

从而

$$\begin{aligned} \frac{I_S}{I_i} = T_1 R_2 T_3 = & \eta \left(\frac{\sin 2\theta_1 \sin 2\theta_2}{\sin^2(\theta_1 + \theta_2) \cos^2(\theta_1 - \theta_2)} \right)^2 \cdot \\ & \frac{\tan^2(\theta_1 - \theta_2)}{\tan^2(\theta_1 + \theta_2)} \cos^2 \alpha + \eta \left(\frac{\sin 2\theta_1 \sin 2\theta_2}{\sin^2(\theta_1 + \theta_2)} \right)^2 \cdot \\ & \frac{\sin^2(\theta_1 - \theta_2)}{\sin^2(\theta_1 + \theta_2)} \sin^2 \alpha \end{aligned} \quad (5)$$

所以

$$I_0 = I_R + I_S + 2\sqrt{I_R I_S} \cos\left(\frac{4\pi n_0 x}{\lambda \cos\theta_2}\right) \quad (6)$$

2.2 可见度

为了描述干涉的强弱对比, 引入了可见度, 其定义为

$$V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \quad (7)$$

当 $I_{\min} = 0$ 时, $V = 1$, 条纹的反差最大, 清晰可见, 当 $I_{\max} \approx I_{\min}$ 时, $V \approx 0$, 条纹模糊不清不可辨认.

即当参考臂信号和探测臂信号的幅度相等的时候, 干涉效果是最明显的, 幅度的差距越大效果越不明显. 所以设计有角度光纤探头的目的是为了调节光纤的反射出射比, 从而使得干涉效果达到最明显.

3 实验

楔形光纤可以明显减小模斑的大小, 实现对探测光的会聚作用, 在实验中也充分体现了楔形光纤的作用. 图 4 所示的是单模光纤和楔形光纤的模斑大小的对比.

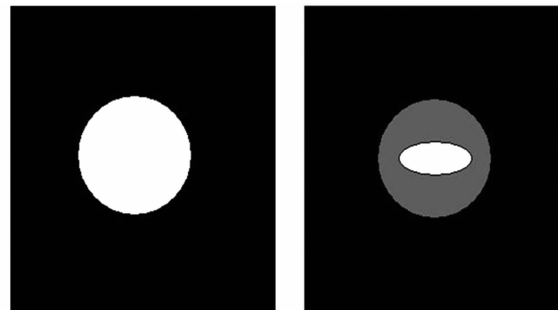


图 4 单模光纤(左)与楔形光纤(右)的模斑大小
Fig. 4 Mode spot sizes for single-mode fiber (left) and wedge-shaped fiber (right)

搭建图 1 所示的光路, 探头和样品分别固定在耦合封装平台的两个夹具上, 通过无源对准和有源对准两个步骤来对准探头和样品, 通过调节探头和样品之间的距离来得到不同探测距离的干涉信号的强度, 从而得到干涉信号的曲线. 其中探测距离的步进幅度是 $0.125 \mu\text{m}$.

首先研究的是光源功率对干涉效果的影响, 实验曲线如图 5 所示. 光源光功率的增大, 导致干涉曲线基底增大, 即参考光光强的增大. 光功率的增大, 使得曲线振幅、有效探测距离都是增大的. 图 6 所示的是不同光功率的可见度, 探测距离在 $9 \mu\text{m}$ 内入射光功率高的可见度也是越好的. 这表明在短的探测距离内光功率高的干涉效果也越好.

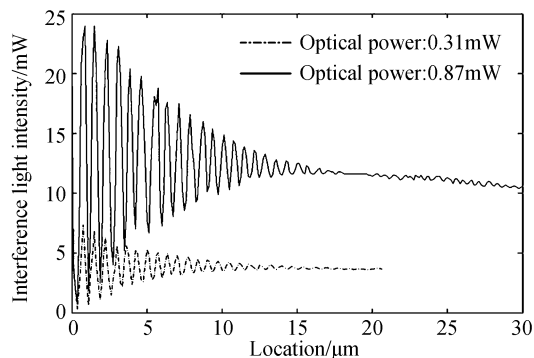


图 5 不同光功率的干涉曲线

Fig. 5 The interference curves with different optical powers

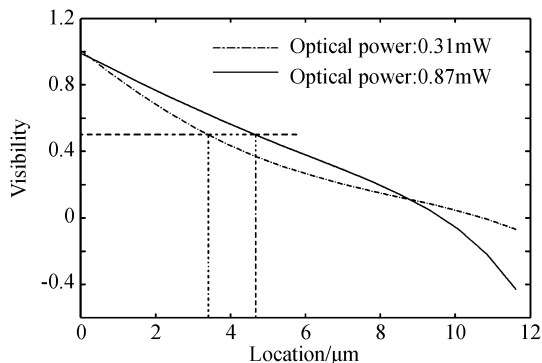


图 6 不同光功率的可见度

Fig. 6 The visibility with different optical powers

其次研究的是不同样品对干涉效果的影响. 在相同的实验环境下, 分别以裸光纤、玻璃作为样品, 观测探头的干涉现象, 实验曲线如图 7 所示. 结果表明, 以光纤为样品的干涉曲线的幅度明显优于以玻璃为样品的干涉曲线. 图 8 所示在 $4 \mu\text{m}$ 内以光纤为样品的可见度明显优于以玻璃为样品的可见度, 在 $4 \mu\text{m}$ 之后是相差不大的. 这表明以光纤为样品的干涉效果优于以玻璃为样品的.

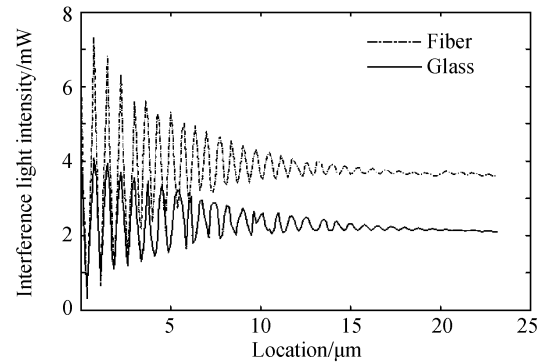


图 7 不同样品的干涉曲线

Fig. 7 The interference curves with different samples

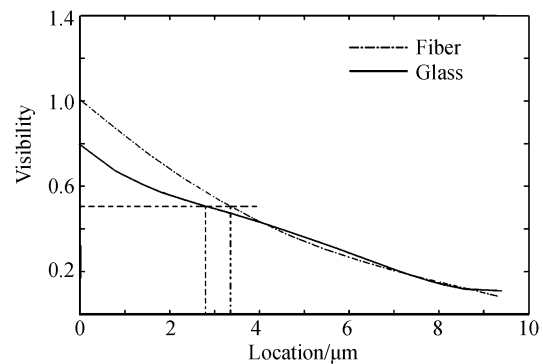


图 8 不同样品的可见度

Fig. 8 The visibility with different samples

4 结论

本文研究了共路径 OCT 系统的光纤探头, 建立了共路径 OCT 光路以及探头处相位干涉的理论模型, 分析了各光纤探头尺寸与干涉信号强度、系统性能的关系. 设计出楔形光纤、端面成角光纤探头, 开展了共路径光路干涉实验, 搭建了工作波长为 1550 nm 的共路径光路测试系统. 楔形光纤端部可直接对输出光聚焦, 照射在被测样品上, 且其端面成一定角度时, 可调节输出分光比, 实现对参考信号的调节, 提高了系统信噪比.

本文中的实验主要涉及的是垂直端面和 3° 倾斜端面, 而理论上的倾斜角度应该可以达到 43.23° , 这是由于大角度倾斜端面探头接收样品光时大部分射入了包层中并最终损耗殆尽, 所以在 5° 及以上倾斜端面实验中并未探测到明显的干涉现象. 为了实现大倾斜端面的探头的干涉, 可在光纤探头端部进行镀膜. 这将在以后的工作中予以实现.

参考文献

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178-1181.
- [2] TYCZYNSKI P, FERRANTE G, KUKREJA N, *et al.* Optical coherence tomography assessment of a new dedicated bifurcation stent[J]. *EuroIntervention*, 2009, **5**(5): 523-551

- [3] BRANDENBURG R, HAILER B, HAUGER C. Real-time in vivo imaging of dental tissue by means of optical coherence tomography(OCT)[J]. *Optics Communications*, 2003, **227**(4-6):203-211.
- [4] GIANMARCO V, MADHUSUDHANAN B, CHRISTOPHER B, *et al.* Spectral domain-optical coherence tomography to detect localized retinal nerve fiber layer defects in glaucomatous eyes[J]. *Optics Express*, 2009, **17**(5): 4004-4018.
- [5] MARCO R, GAVRIIL T, SHULIANG J, *et al.* Retinal tumor imaging and volume quantification in mouse model using spectral-domain optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2009, **17**(5):4074-4083.
- [6] LI Peng, GAO Wan-rong. Dispersion extraction with optical coherence tomography: a pilot study [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(10): 2598-2602.
李鹏, 高万荣. 光学相干层析术提取色散信息的初步研究[J]. 光子学报, 2009, **38**(10): 2598-2602.
- [7] HE Yong-jian, GAO Ying-jun, LI Kui, *et al.* Optical coherence tomography images processing[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(6): 1464-1468.
何永健, 高应俊, 李遂, 等. 光学相干层析图像的处理研究[J]. 光子学报, 2009, **38**(6): 1464-1468.
- [8] LIN Lin, GAO Ying-jun, LONG Bing-chang, *et al.* Dispersion compensation in optical coherence tomography [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2010, **39**(6): 1099-1103.
林林, 高应俊, 龙炳昌, 等. 光学相干层析成像色散补偿研究[J]. 光子学报, 2010, **39**(6): 1099-1103.
- [9] TUMLINSON A R, POVAZAY B, HARIRI L P, *et al.* In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography of mouse colon with an achromatized endoscope[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, **11**(6):064003.
- [10] SHARMA U, KANG J U. Common-path optical coherence tomography with side-viewing bare fiber probe for endoscopic optical coherence tomography[J]. *The Review of Scientific Instruments*, 2007, **78**(11): 113102.
- [11] HAN J H, LIU X, SONG C G, *et al.* Common path optical coherence tomography with fiber bundle probe[J]. *Electronics Letters*, 2009, **45**(22): 1110 - 1112.
- [12] TOSHIHIKO N, MASAHIRO W. Common-path double-pass optical interferometry using a wire-grid polarizer as a reference mirror[J]. *Optical Review*, 2008, **15**(6):276-279.
- [13] ANDREI B V, DANIEL J K, WILLIAM R W, *et al.* Common-path interferometer for frequency-domain optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2003, **42**(34): 6953-6958.
- [14] PREMACHANDRAN C S, AHMAD K, KELVIN C W S, *et al.* Design, fabrication, and assembly of an optical biosensor probe package for OCT (Optical Coherence Tomography) Application[J]. *IEEE Transactions on Advanced Packaging*, 2009, **32**(2):417-422.
- [15] JAE-HO H, JUNGHOO L, JIN U K. Pixelation effect removal from fiber bundle probe based optical coherence tomography imaging [J]. *Optical Express*, 2010, **18**(7): 7427-7439.
- [16] SEON Y R, HAE Y C, JIHOON N, *et al.* Lensed fiber probes designed as an alternative to bulk probes in optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2008, **47**(10): 1510-1516.

Probe of Common-path Optical Coherence Tomography

WU Zhong-wei, CHENG Yao, SUN Xiao-han

(Jiangsu Research Center for Optical Sensing/Communications and
Networking Technology, Southeast University, Nanjing 210096, China)

Abstract: A probe of the common-path optical coherence tomography (CP-OCT) is presented based on the wedge-shaped and angled fiber, which can achieve the phase interference for the backscatter signal, so that the cross-section imaging information of the sample under test can be obtained. Firstly, an optical path of the CP-OCT and its theoretical model of phase interference at the probe end are set up, and the relationship between probe size and interference strength is analyzed. Secondly, the optical fiber probe with the wedge-shaped end is designed, and the experiment system for the CP-OCT at the wavelength of 1550nm is built. And then, depended on the scattering rate of the sample, various probes with different angles are prepared and the system performance with different probes is analyzed. The experimental results show when the end of the probe is cut to a certain angle shape, the output splitting ratio can be adjusted to achieve the adjustment of the reference signal so that signal noise ratio can be improved. The research works lay the foundation for the establishment of the effective CP-OCT system.

Key words: Optical coherence tomography(OCT); Common-path; Probe; Angle