

文章编号: 0258-7025(2009)10-2534-04

# 单探测器偏振相干层析的生物组织成像

汪 毅 陈晓冬\* 李海峰 李 乔 郁道银

(天津大学光电信息与技术科学教育部重点实验室, 天津 300072)

**摘要** 主要研究了基于单探测器的偏振光学相干层析技术(PS-OCT),探索并验证其定性检测生物组织双折射性质的能力。论述了单探测器 PS-OCT 系统检测组织双折射性质的理论,并利用 Monte Carlo 方法模拟了双折射对 Stokes 矢量分布的影响。在此基础上,搭建了单探测器 PS-OCT 系统,系统的纵向分辨率可达  $10\ \mu\text{m}$ 。利用该系统对牛软骨组织进行成像实验,获得反映牛软骨双折射性质的组织图像。理论和实验结果均表明,基于单探测器的 PS-OCT 系统可以检测组织双折射性质的变化,能够应用于医学诊断组织病变。

**关键词** 探测器;偏振光学相干层析技术;单探测器;偏振光;双折射;Monte Carlo 模拟

中图分类号 R318 文献标识码 A doi: 10.3788/CJL20093610.2534

## Single-Detector Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography for Biological Tissue Imaging

Wang Yi Chen Xiaodong Li Haifeng Li Qiao Yu Daoyin

(Key Laboratory of Opto-Electronics Information and Technical Science, Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract** The single-detector polarization-sensitive optical coherence tomography (PS-OCT) is studied, aiming at validating its ability to detect qualitatively the birefringence of biological tissue. The theory of single-detector PS-OCT detecting the birefringence of biological tissue was described, and the influence of birefringence on the Stokes vector was demonstrated with Monte Carlo simulation. A single-detector PS-OCT system was set up, which has a theoretical resolution of  $10\ \mu\text{m}$ , and experiment was performed on a bovine cartilage sample. The PS-OCT image indicated the birefringence of cartilage. The theoretical analysis and experiments results prove the ability of single-detector PS-OCT detecting tissue birefringence and the possibility of using single-detector PS-OCT in medical diagnosing domain.

**Key words** detectors; polarization-sensitive optical coherence tomography; single-detector; polarized light; birefringence; Monte Carlo simulation

### 1 引 言

偏振光学相干层析技术(Polarization-sensitive optical coherence tomography, PS-OCT)是一种无损伤、非介入的检测手段,近年来在医学诊断领域发展迅速。PS-OCT 技术使用偏振光成像,通过检测生物组织双折射性质的变化进行医学诊断<sup>[1,2]</sup>。利用 PS-OCT 技术检测改变病患组织双折射性质的病变,如

烫伤、龋齿、青光眼等,具有事半功倍的效果。

传统的偏振 OCT 系统使用两个独立的光电探测器,分别接收两束偏振态相互垂直的干涉光,根据其输出信号求得定量描述生物组织双折射性质的 Stokes 矢量或 Muller 矩阵,并以图像的形式予以体现<sup>[3-6]</sup>。求取 Stokes 矢量和 Muller 矩阵需要两束偏振态相互垂直的干涉光信号,且 Muller 矩阵的获

收稿日期: 2009-05-09; 收到修改稿日期: 2009-06-01

基金项目: 国家自然科学基金(30800245)资助项目。

作者简介: 汪 毅(1981—),女,博士研究生,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: koala\_@126.com

导师简介: 郁道银(1945—),男,教授,博士生导师,主要从事医学光电仪器方面的研究。E-mail: dyyu@tju.edu.cn

\* 通信联系人;E-mail: xdchen@tju.edu.cn

取需要对同一生物组织使用不同偏振态入射光进行多次检测<sup>[4]</sup>,使得处理数据量增大,降低了系统的成像速度。此外,系统中两个探测器的任何参数差异都会给检测结果引入噪声,降低了图像信噪比。而在医学诊断中,为了检测组织病变位置及病情,只需对病变组织的双折射率变化进行定性分析,无需对其变化量进行精确计算,因此 Stokes 矢量和 Muller 矩阵的求取并非必要<sup>[7]</sup>。

本文搭建了基于单探测器的 PS-OCT 系统,仅使用一个光电探测器即可检测生物组织双折射性引起的干涉光光强周期变化,其成像结果定性地体现了生物组织的双折射性质。该系统既实现了对生物组织双折射率的检测,又避免了大量数据处理,提高了成像速度<sup>[8]</sup>,降低了系统成本,同时避免了探测器差异引入的噪声,提高了检测所得图像的信噪比。

## 2 基于单探测器的 PS-OCT 成像原理

偏振 OCT 成像的基础是光的干涉现象,而产生干涉的条件之一是两束光的偏振态相同。光在生物组织中传播时,受组织双折射性质的影响,其偏振态必然会发生改变,造成参与干涉的两束光的偏振态一致性发生变化,从而使两者的干涉光强随之变化。基于单探测器的 PS-OCT 正是利用了这一原理,使用单个探测器接收干涉光成像,通过光强的明暗变化分析生物组织的双折射性质。

### 2.1 沿生物组织快慢轴传播光的相位差

在偏振 OCT 系统中,光源输出光经  $2 \times 2$  耦合器分为偏振态相同的参考光和样品光。样品光在具有双折射性质的生物组织中传播,会受到生物组织中粒子的作用而发生双折射现象,从而其偏振态会随着在组织中传播的路径不同而发生不同的变化。当样品光沿生物组织深度方向传播一段距离  $d$  后,其分别沿生物组织快慢轴传播的分量的相位差为

$$\delta = k_0 \cdot d \cdot \Delta n, \quad (1)$$

其中,  $k_0$  是光源中心波长对应的波数,  $\Delta n$  是生物组织的双折射率。随着深度  $d$  的增加,沿生物组织快慢轴传播的光分量间的相位差呈  $0 \rightarrow \pi/2 \rightarrow \pi \rightarrow 3\pi/2 \rightarrow \dots$  的变化趋势,即样品反射光的偏振态呈周期性变化。当两个光分量间的相位差为  $n\pi/2$  ( $n = 1, 3, 5, \dots$ ) 时,样品光偏振态与参考光偏振态的一致性最差,干涉光强最弱;当两个光分量间的相位差为  $n\pi$  ( $n = 0, 1, 2, \dots$ ) 时,样品光偏振态与参考光偏振态的一致性最好,干涉光强最强。因此,单探测器 PS-OCT 图像中沿组织深度方向会产

生明暗相间的条纹,它们定性地描述了生物组织的双折射性质。

### 2.2 样品光的 Stokes 矢量

描述样品光偏振态的另一个方式是 Stokes 矢量。用 Monte Carlo 方法模拟了当入射到样品上的光偏振态与生物组织光轴成  $45^\circ$  夹角时,样品光 Stokes 矢量沿生物组织深度方向的分布<sup>[9]</sup>,如图 1 所示。图中的  $Q, U, V$  分别代表 Stokes 矢量  $[I, Q, U, V]$  的 3 个分量,它们的振荡体现了 Stokes 矢量的变化,证实了 2.1 小节的分析,反映了样品光偏振态在组织中传播时沿深度方向的周期性变化,证明了基于单探测器的 PS-OCT 检测生物组织双折射性质的可行性。

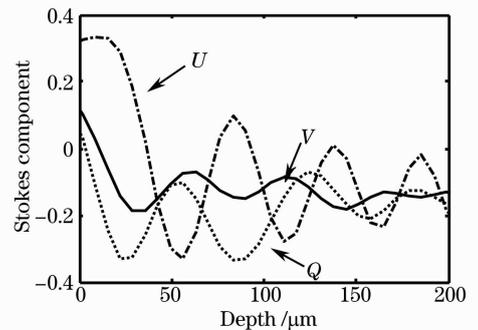


图 1 Stokes 分量沿生物组织深度方向的分布  
Fig. 1 Distribution of Stokes component along depth

## 3 基于单探测器的 PS-OCT 系统

基于单探测器的 PS-OCT 系统原理如图 2 所示。系统使用中心波长 1310 nm,带宽 75 nm 的超辐射发光二极管 (SLD) 光源,其纵向分辨率可达  $10 \mu\text{m}$ 。光源输出功率 12 mW,样品表面入射光功率约为 5 mW。系统使用红光光源作为参考光源,辅助光路调整。光源输出光经光纤起偏器起偏后,被分光比为 90/10 的  $2 \times 2$  耦合器分成两束,分别进入干涉计的样品臂和参考臂。参考臂中使用扫描延迟线实现纵向扫描,有效扫描范围 2 mm,速度

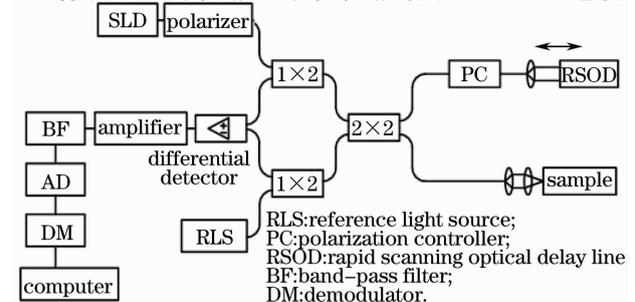


图 2 单探测器 PS-OCT 原理结构简图

Fig. 2 Single balanced detector PS-OCT setup

65.5 mm/s,采集一幅图像所需时间为 10 s。当样品光和参考光之间的光程差小于光源带宽所决定的干涉长度时,扫描延迟线的反射光和样品的背散射光将产生干涉,干涉光由差分探测器接收,输出的电信号经解调后送入计算机成像。

差分探测器接收到的光信号可表示为

$$A = I_R + I_S + R(z)\cos(2k_0\Delta z)\exp(j\delta), \quad (2)$$

其中第 3 项是含有生物组织信息的干涉信号; $I_R$  代表参考光信号中的噪声,包括参考臂中各光学元件的反射、不满足干涉条件(偏振态、光程)的参考反射光等; $I_S$  代表样品光信号中的噪声,包括样品臂中各光学元件的反射、不满足干涉条件的样品反射光、样品光在各层间反射而产生的样品层间干涉光等。 $I_R$  和  $I_S$  共同构成了 PS-OCT 光信号的背景噪声。在对生物组织成像时,由于生物组织的背散射率非常低,因此(2)式中的第 3 项干涉信号很微弱, $I_R$  和  $I_S$  构成的背景光相对干涉信号强度较大,微弱的干涉信号叠加在背景光之上,造成图像对比度变差,信噪比降低。为了有效地抑制背景光,提高信噪比,系统中的光纤全部采用倾斜端面接头(APC),同时在参考臂中加入了衰减器并使用差分探测器<sup>[10,11]</sup>。倾斜端面光纤接头能够减少光纤端面反射(达到 $10^{-5}$ 量级),削弱背景光。衰减器能够降低返回 $2\times 2$ 耦合器的参考光光强,从而降低散粒噪声及与光强相关的噪声<sup>[12]</sup>,提高信噪比。差分探测器能够去除信号中的共模背景光,提取微弱的干涉光信号。同时,差分探测器还能抑制光源本身的输出波动及扫描延迟线扫描时产生的光强波动,消除其对有效干涉信号的影响。

## 4 实验结果及分析

实验采用离体 30 min 内的新鲜牛软骨为样品。单探测器 PS-OCT 系统的横、纵向分辨率均为  $10\ \mu\text{m}$ 。图 3 是实验结果,3 幅图像分别显示了软骨的 3 个平行层析面。从图中可见,牛软骨的层析图像呈现沿组织纵深方向分布的明暗相间条纹,它们代表了光在牛软骨组织中传播而产生的偏振态周期变化,直观地体现了牛软骨组织的双折射性质。

为了进一步验证图 3 中的明暗条纹由组织的双折射性质而非层状结构产生,将光纤起偏器从图 2 所示的系统中移除,使之转化为普通时域 OCT 系统<sup>[13~15]</sup>,再次沿同一方向对牛软骨进行成像,得到如图 4 所示的结果。图 4 实验中采用的牛软骨样品与图 3 实验中的样品均来自牛的另一部位,故其生

物特性相差甚微,具有可比性。对比图 3 和图 4 可见,当系统失去检测双折射特性的能力时,图中不再出现明暗相间的条纹,从而证实条纹是由组织的双折射性质产生的。

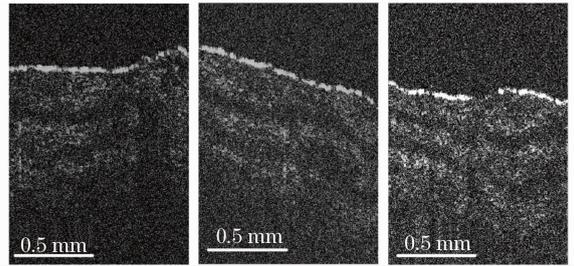


图 3 牛软骨图像

Fig. 3 Image of bovine cartilage

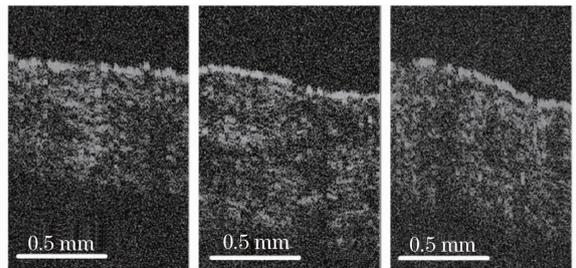


图 4 非偏振光牛软骨图像

Fig. 4 Image of bovine cartilage with non-polarized light

图 3 中相邻条纹间距约为  $216\ \mu\text{m}$ ,根据(1)式可计算出牛软骨的双折射率约为  $3.1\times 10^{-3}$ ,与已知的  $3.0\times 10^{-3}$  相差甚微,证实了实验结果的正确性。对生物组织的成像实验结果肯定了理论分析的正确性,验证了单探测器 PS-OCT 检测生物组织双折射性质的能力。

## 5 结 论

单探测器 PS-OCT 的出现满足了医学诊断领域定性检测生物组织双折射性质变化的要求,同时无需处理大量数据,克服了传统 PS-OCT 使用双探测器成像,成本高、速度低、系统复杂的缺点,为临床医学诊断提供了一种简便直观的检测手段。分析了单探测器 PS-OCT 的成像原理,通过光偏振态的两种表达方式—偏振态相互垂直的两个光分量间的相位差以及偏振光的 Stokes 矢量,分别阐述了单探测器 PS-OCT 检测生物组织双折射率的理论,搭建了单差分探测器 PS-OCT 系统,并对新鲜牛软骨组织进行了成像实验,获得反映其双折射性质的图像,证实单探测器 PS-OCT 在检测组织双折射率方面与传统的双探测器 PS-OCT 具有相同的效果,证明其在医学诊断领域应用的可行性。

## 参 考 文 献

- 1 Michael Pircher, Erich Götzinger, Rainer Leitgeb *et al.*. Imaging of polarization properties of the human cornea with phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography[C]. *SPIE*, 2003, **4951**: 21~26
- 2 Qiang Gong, Chuanmao Fan, Fan Zhang *et al.*. In vitro birefringence imaging with spectral domain polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2008, **6**(12): 905~909
- 3 Johannes F. de Boer, Thomas E. Milner. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, **7**(3): 359~371
- 4 Yueli Chen, Linda Otis, Daqing Piao *et al.*. Characterization of dentin, enamel, and carious lesions by a polarization-sensitive optical coherence tomography system[J]. *Appl. Opt.*, 2005, **44**: 2041~2047
- 5 Ying Yang, Liu Wu, Yinqi Feng *et al.*. Observations of birefringence in tissues from optic-fibre-based optical coherence tomography[J]. *Measurement Science and Technology*, 2003, **14**: 41~46
- 6 Shuichi Makita, Yoshiaki Yasuno, Takashi Endo *et al.*. Polarization contrast imaging of biological tissues by polarization-sensitive Fourier-domain optical coherence tomography [J]. *Appl. Opt.*, 2006, **45**(6): 1142~1147
- 7 Barry Cense, Mircea Mujat, Teresa C. Chen *et al.*. Polarization-sensitive spectral-domain optical coherence tomography using a single line scan camera[J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(5): 2421~2431
- 8 Chuanmao Fan, Yi Wang, Ruikang K. Wang. Spectral domain polarization sensitive optical coherence tomography achieved by single camera detection [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(13): 7950~7961
- 9 Xiaodong Chen, Zhiqiang Hu, Yi Wang *et al.*. Monte Carlo simulation of polarized light propagating through biological tissue in polarization-sensitive OCT system [C]. *SPIE*, 2008, **6621**: 66211L
- 10 S. H. Yun, G. J. Tearney, J. F. de Boer *et al.*. High-speed optical frequency-domain imaging [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(22): 2953~2963
- 11 Zihua Ding, Yonghua Zhao, Hongwu Ren *et al.*. Real-time phase-resolved optical coherence tomography and optical Doppler tomography[J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(5): 236~245
- 12 W. V. Sorin, D. M. Baney. A simple intensity noise reduction technique for optical low-coherence reflectometry [J]. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 1992, **4**(12): 1404~1406
- 13 Guohua Shi, Yun Dai, Ling Wang *et al.*. Adaptive optics optical coherence tomography for retina imaging[J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2008, **6**(6): 424~425
- 14 Shi Guohua, Ding Zihua, Dai Yun *et al.*. Ophthalmic imaging by optical coherence tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(9): 1429~1431  
史国华, 丁志华, 戴云等. 光纤型光学相干层析技术系统的眼科成像[J]. *中国激光*, 2008, **35**(9): 1429~1431
- 15 Wu Tong, Ding Zihua. Development of 20 kHz swept source optical coherence tomography system [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(2): 503~508  
吴彤, 丁志华. 20 kHz 扫频光学相干层析系统[J]. *中国激光*, 2009, **36**(2): 503~508