

新型全光纤交叉偏振光学相干层析成像系统

曹聪¹ 孟卓^{1,2} 王龙志¹ 姚晓天^{1,2}

(¹天津大学精密仪器与光电子工程学院, 光电信息技术科学教育部重点实验室, 光偏振研究中心, 天津 300072)

²苏州光环科技有限公司, 江苏 苏州 215123

摘要 交叉偏振图像不但可以反映样品的偏振敏感结构信息,而且可以更好地反映出样品浅表层的微结构。因此利用光学相干层析成像技术(OCT)获取样品的交叉偏振图像越来越受到人们的关注。在前人的基础上,实现了一种基于单模光纤的新型全光纤交叉偏振光学相干层析成像系统(CP-OCT),该系统具有同时获得样品的交叉偏振信号和同向偏振信号的功能。详细介绍了 CP-OCT 系统信号的形成原理,并使用琼斯矩阵理论推导出交叉偏振信号和同向偏振信号的表达式。使用 CP-OCT 系统分别对玻璃片、中心波长为 1310 nm 的 $\lambda/4$ 波片及在体皮肤进行成像,从实验上验证了全光纤 CP-OCT 系统具有同时获取样品偏振敏感结构与偏振不敏感结构信息的能力。

关键词 相干光学;光学相干层析;交叉偏振;同向偏振;在体皮肤

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201340.0104002

Novel Fiber-Based Cross-Polarized Optical Coherence Tomography Imaging System

Cao Cong¹ Meng Zhuo^{1,2} Wang Longzhi¹ Yao Xiaotian^{1,2}

(¹Key Laboratory of Opto-Electronics Information and Technical Science, Ministry of Education, College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

²Suzhou Optoring Ltd. Co., Suzhou, Jiangsu 215123, China

Abstract Cross-polarized image can provide both polarization-sensitive information and a more clear sub-surface structure of the sample. As a result, getting the cross-polarized image by using optical coherence tomography (OCT) becomes more and more popular. A novel fiber-based cross-polarized optical coherence tomography (CP-OCT) system is implemented, which is capable of acquiring both cross-polarized signal and co-polarized signal of a sample simultaneously. Forming principles of both cross-polarized and co-polarized signals are described, and the expressions of them are derived using Jones matrix. The images of a glass slide, a $\lambda/4$ wave plate at a wavelength of 1310 nm, and *in vivo* skin obtained with the system confirm that CP-OCT can provide both polarization-sensitive and polarization-insensitive informations of the sample.

Key words coherence optics; optical coherence tomography; cross-polarized; co-polarized; *in vivo* skin

OCIS codes 110.4500; 170.4500; 220.4830; 260.5430

1 引言

光学相干层析成像(OCT)是一种基于低相干干涉和光外差探测原理的生物组织成像技术,具有高分辨率、无损伤和实时性等优点,在医学诊断领域

具有极大的应用前景^[1~4]。偏振敏感 OCT 系统相比于传统的 OCT 系统,由于可以额外提供样品的偏振敏感信息^[5~8],被广泛应用于如烧伤程度检测、视网膜神经检测和龋齿检测等医学诊断中^[9~16]。

收稿日期: 2012-08-01; **收到修改稿日期**: 2012-09-18

基金项目: 国家自然科学基金项目(30770597)、中国博士后基金项目(20100470782)、国际科技合作专项(2010DFB13180)和天津市科技支撑计划(09ZCKFGX01400)资助课题。

作者简介: 曹聪(1988—),女,硕士研究生,主要从事光学相干层析技术方面的研究。E-mail: caocong31@163.com

导师简介: 姚晓天(1960—),男,教授,博士生导师,主要从事光纤相干层析技术、光纤陀螺光纤环检测技术及光纤偏振传感技术等方面的研究。E-mail: steveyao888@yahoo.com

1998年 Schmitt 等^[17]使用迈克耳孙结构的空
间 OCT 系统,又进一步提出了交叉偏振的概念。
他们定义当参考光与入射到样品的入射光具有相互
正交的偏振态时,参考光与样品光干涉形成的 OCT
图像称为交叉偏振 OCT 图像。交叉偏振图像不但
可以反映样品偏振敏感结构信息,而且由于减弱了
样品表面强反射光对信号的影响,更好地反映了样
品浅表层的微结构。2002年 Kuranov 等^[18]又提出
了基于保偏光纤的迈克耳孙结构的 OCT 系统^[18],
并补充定义了同向偏振 OCT 信号:参考光与入射
光偏振态一致时,参考光与样品光的干涉信号。为
了不影响对样品的偏振信息的提取,系统探头在实
验中需要保持不动,而这一要求在临床实际应用中
较难实现。

本文通过在本课题组之前研究的共路 OCT 系
统^[19]的基础上加入一段保偏光纤,提出了一种可同
时获得样品偏振敏感及偏振不敏感结构信息的基于
单模光纤的新型全光纤交叉偏振 OCT (CP-OCT)
系统。该系统不但能够同时采集到分别反映样品偏

振敏感与偏振不敏感结构信息的交叉偏振信号与同
向偏振信号;并且由于采用共路结构使得系统探头
具有可更换性,并且在测量过程中可任意运动而不
影响系统对偏振敏感信息的提取。本文详细介绍了
CP-OCT 系统同向偏振信号与交叉偏振信号的形成
原理,并采用琼斯矩阵理论推导出它们的表达式。
最后通过对玻璃片、中心波长为 1310 nm 的 $\lambda/4$ 波
片及在体皮肤进行成像实验,从实验上验证了该系
统对样品偏振敏感、偏振不敏感结构信息的提取
能力。

2 系统结构与琼斯矩阵信号分析

全光纤 CP-OCT 系统结构如图 1 所示。其中,
宽带光源 SLD (General Photonics, SLD-101) 中心
波长为 1310 nm,输出光偏振度为 98.5%。C1、C2
为单模环形器,耦合器的分光比为 1:1,FRM 为 45°
法拉第旋转镜。整个 CP-OCT 系统全部使用单模
光纤,仅在偏振控制器(PC)与 C1 之间的加入一段
保偏光纤(PMF)。

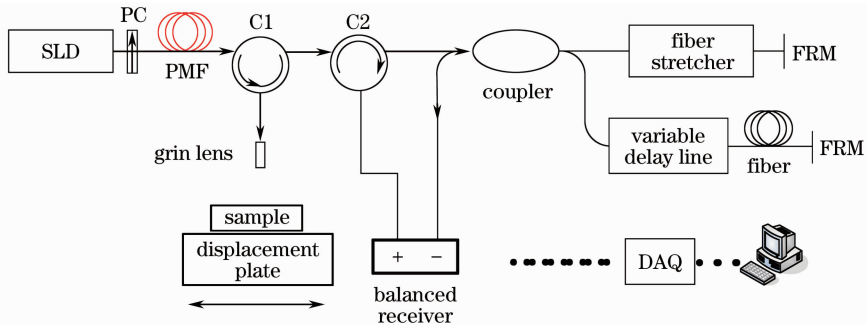


图 1 全光纤交叉偏振 OCT 系统结构图

Fig. 1 Schematic of a fiber-based cross-polarized optical coherence tomography system

调节 PC 使 SLD 输出的光成为一束与保偏光
纤快轴夹角为 45° 的线偏振光。由于保偏光纤固有
的折射率差异,其输出端将输出一对强度相等、电
矢量分别沿保偏光纤快慢轴方向相互正交的线偏
振光束对 E_{IF} 和 E_{IS} ;且光束对之间的光程差由保
偏光纤的长度 L_{PMF} 和其快慢轴折射率差 Δn 决
定,即 $\Delta L = \Delta n \times L_{PMF}$ 。即使在存在相位扰动的情
况下,偏振相关损耗(PDL)可以忽略的单模光纤
仍可以保持在其中传输的偏振光的正交性^[20],
所以忽略了 C1 至耦合器之间的单模光纤的 PDL
之后,线偏振光束对 E_{IF} 和 E_{IS} 经过 C1 到达自聚
焦透镜端面时可一般性的表示为一对相互正交的
椭圆偏光。它们一部分经过自聚焦透镜的端面反
射形成参考光束对 E_{RF} 和 E_{RS} ;另一部分入射到
样品内部,之后由自聚焦透镜接收样品后向散射
光形成样品光束对 E_{SF} 和 E_{SS} 。

如图 2 所示,参考光束对与样品光束对先后
经过 C2,由耦合器平均分到迈克耳孙干涉仪两臂。
系统加入 45° 的法拉第旋转镜后使得光信号在迈
克耳孙干涉仪任意一臂往返传输后,偏振态仅发
生 90° 的旋转^[21]。因此系统可始终保持迈克耳
孙干涉仪两臂输出光偏振方向一致,即参考光束
对 E_{RF} 和 E_{RS} 的正交性经过迈克耳孙干涉仪之
后不会改变。图 2 中为了描述的方便,将 E_{RF}
和 E_{RS} 的长轴方向分别选作保偏光纤快慢轴的
方向。对于样品光束对 E_{SF} 和 E_{SS} ,经过各向
异性的样品之后,包含与对应入射椭圆偏光正
交的偏振成分。显然, E_{RF} 和 E_{RS} (E_{SF} 和
 E_{SS}) 之间的光程差可同样表示为 ΔL 。而样
品光束对与参考光束对之间的光程差 Δl 则由
探头与样品表面的距离决定。

干涉仪两臂信号往返传输后发生干涉。SLD

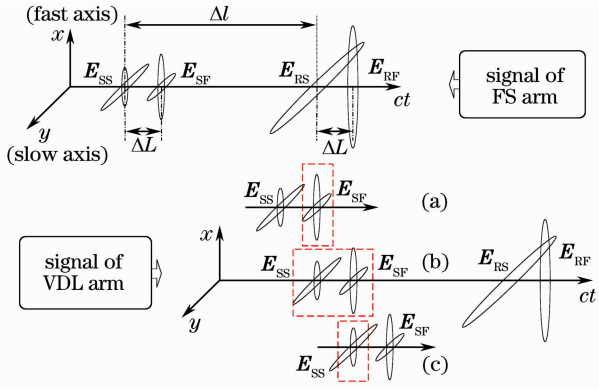


图 2 迈克耳孙干涉仪两臂光信号干涉示意图, \mathbf{E}_{SF} 和 \mathbf{E}_{SS} 为样品光束对, \mathbf{E}_{RF} 和 \mathbf{E}_{RS} 为参考光束对。(a) 两臂光程差为 $\Delta l - \Delta L$ 时, 交叉偏振信号; (b) 两臂光程差为 Δl 时, 同向偏振信号; (c) 两臂光程差为 $\Delta l + \Delta L$ 时, 交叉偏振信号

Fig. 2 Illustration of Michelson interferometer's interference signals, where \mathbf{E}_{SF} , \mathbf{E}_{SS} are sample lights, \mathbf{E}_{RF} , \mathbf{E}_{RS} are reference lights. (a) Cross-polarized signal with $\Delta l - \Delta L$ optical path difference; (b) co-polarized signal with Δl optical path difference; (c) cross-polarized signal with $\Delta l + \Delta L$ optical path difference

光源带宽为 50 nm, 对应空气中理论相干长度 $l_c = 15 \mu\text{m}$ 。适当调节实验系统, 使得满足 $\Delta l > \Delta L \gg l_c$ 。由于超过相干长度的光将不发生干涉, 当调节系统中 VDL 改变两臂光程差时, 全光纤 CP-OCT 系统可实现不同的光信号之间的干涉。如图 2(a) 两臂光程差为 $\Delta l - \Delta L$ 时, \mathbf{E}_{SF} 与 \mathbf{E}_{RS} 将在相干长度内相遇, 发生干涉; 如图 2(c) 两臂光程差为 $\Delta l + \Delta L$, \mathbf{E}_{SS} 与 \mathbf{E}_{RF} 将发生干涉。这两种情况下, 参考光均为与样品入射光偏振态正交的偏振光, 因此两个干涉信号均为交叉偏振 OCT 信号。如图 3(b) 当两臂光程差为 Δl 时, \mathbf{E}_{RF} 和 \mathbf{E}_{SF} , \mathbf{E}_{RS} 和 \mathbf{E}_{SS} 两组信号同时发生干涉, 此时参考光与样品入射光具有相同偏振态, 因此该位置信号为同向偏振 OCT 信号。实验中为避

免 3 个信号出现交叠的情况, 选取长度为 10 m, 拍长为 2.5 mm 的保偏光纤, 保证 $\Delta L = 5.24 \text{ mm}$ 大于系统的成像深度 3 mm。

由上述分析可知, 全光纤 CP-OCT 系统可以在迈克耳孙干涉仪两臂光程差为 $\Delta l - \Delta L$, Δl , $\Delta l + \Delta L$ 3 个位置处得到一个同向偏振信号和两个交叉偏振信号。下面使用琼斯矩阵分析法从理论上对 3 个信号进行推导, 进一步说明它们的特点。由上文分析可知参考光束对为一束相互正交的椭圆偏光, 因此其琼斯矩阵可简单的表示为: $\mathbf{E}_{RF} = [1 \quad \gamma \exp(i\Delta\delta)]^T$, $\mathbf{E}_{RS} = [-\gamma \exp(-i\Delta\delta) \quad 1]^T$, 其中 $\Delta\delta$ 与 γ 分别表示入射椭圆偏光的相位差与幅值比。样品的往返矩阵可以表示为^[7]

$$\mathbf{J}_{2S} = \sqrt{R(z)} \begin{bmatrix} \cos \theta(z) & -\sin \theta(z) \\ \sin \theta(z) & \cos \theta(z) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} e^{i\eta(z)} & 0 \\ 0 & e^{-i\eta(z)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta(z) & \sin \theta(z) \\ -\sin \theta(z) & \cos \theta(z) \end{bmatrix}, \quad (1)$$

式中 z 表示样品目标层深度, $\theta(z)$, $\eta(z)$ 和 $\sqrt{R(z)}$ 分别表示样品随深度变化的光轴、相位延迟和后向散射系数。则经过样品的样品光束对可分别表示为

$$\mathbf{E}_{SF} = \mathbf{J}_{2S} \times \mathbf{E}_{IF} = \sqrt{R(z)} \begin{bmatrix} A + iB \\ C + iD \end{bmatrix}, \quad (2)$$

$$\mathbf{E}_{SS} = \mathbf{J}_{2S} \times \mathbf{E}_{IS} = \sqrt{R(z)} \begin{bmatrix} -C + iD \\ A - iB \end{bmatrix}, \quad (3)$$

式中:

$$\begin{aligned} A &= \cos \eta(z) - \gamma \sin \eta(z) \sin 2\theta(z) \sin \Delta\delta, \\ B &= \sin \eta(z) [\cos 2\theta(z) + \gamma \sin 2\theta(z) \cos \Delta\delta], \\ C &= \gamma [\cos \eta(z) \cos \Delta\delta + \sin \eta(z) \sin \Delta\delta \cos 2\theta(z)], \\ D &= \gamma \cos \eta(z) \sin \Delta\delta - \gamma \sin \eta(z) \cos \Delta\delta \cos 2\theta(z) + \sin \eta(z) \sin 2\theta(z). \end{aligned} \quad (4)$$

由椭圆偏光干涉公式^[22], 可以得到 3 个信号的表达式:

$$I(\Delta l - \Delta L) = \langle 2\text{Re}(\mathbf{E}_{SF} \mathbf{E}_{RS}^*) \rangle = \sqrt{R(z)} \sqrt{(A^2 + B^2)\gamma^2 + C^2 + D^2 + 2\gamma[\cos \Delta\delta(AC - BD) + \sin \Delta\delta(BC + AD)]}, \quad (5)$$

$$I(\Delta l + \Delta L) = \langle 2\text{Re}(\mathbf{E}_{SS} \mathbf{E}_{RF}^*) \rangle = \sqrt{R(z)} \sqrt{(A^2 + B^2)\gamma^2 + C^2 + D^2 + 2\gamma[\cos \Delta\delta(AC - BD) + \sin \Delta\delta(BC + AD)]}, \quad (6)$$

$$I(\Delta l) = \langle 2\text{Re}(\mathbf{E}_{SS} \mathbf{E}_{RS}^*) + 2\text{Re}(\mathbf{E}_{SF} \mathbf{E}_{RF}^*) \rangle = \sqrt{R(z)} \sqrt{(A^2 + B^2)\gamma^2 + C^2 + D^2 - 2\gamma[\cos \Delta\delta(AC - BD) + \sin \Delta\delta(BC + AD)]}. \quad (7)$$

显然, CP-OCT 系统探测到的两个交叉偏振信号 $I(\Delta l - \Delta L)$, $I(\Delta l + \Delta L)$ 具有相同的表达式, 因此可以得到结论: 系统的两个交叉偏振信号是等价的。所以在后续实验中选取交叉偏振信号 $I(\Delta l + \Delta L)$ 与同向偏

振信号 $I(\Delta l)$ 两个信号作为研究对象建立样品的交叉偏振图像与同向偏振图像。由于选取的两个信号对应 VDL 不同的位置, 因此在实际采集过程中, 对于样品的每一次扫描, 需控制 VDL 进行一次改变, 从而获得样品的交叉偏振图像与同向偏振图像。

3 实验结果与分析

为了验证全光纤 CP-OCT 系统对样品偏振敏感及偏振不敏感信息的提取能力, 实验选用玻璃片与中心波长为 1310 nm 的 $\lambda/4$ 波片分别作为样品进行一维扫描。实验得到的 OCT 一维信号如图 3 所示。图 3(a) 玻璃片和 (b) $\lambda/4$ 波片的同向偏振信号相似, 均可以观察到其对应样品上下表面的反射信号。这里玻璃片的上表面与波片下表面均因为更靠近探头焦平面而具有较强反射信号。两样品的交叉偏振信号略有不同, 玻璃片不包含任何表面反射信号, $\lambda/4$ 波片则可以观察到其下表面的反射信号。结合两组一维 OCT 信号不难发现, 由于玻璃片为各向同性样品, 样品光和对应的入射光具有相同的偏振态。因此, 对于其交叉偏振信号,

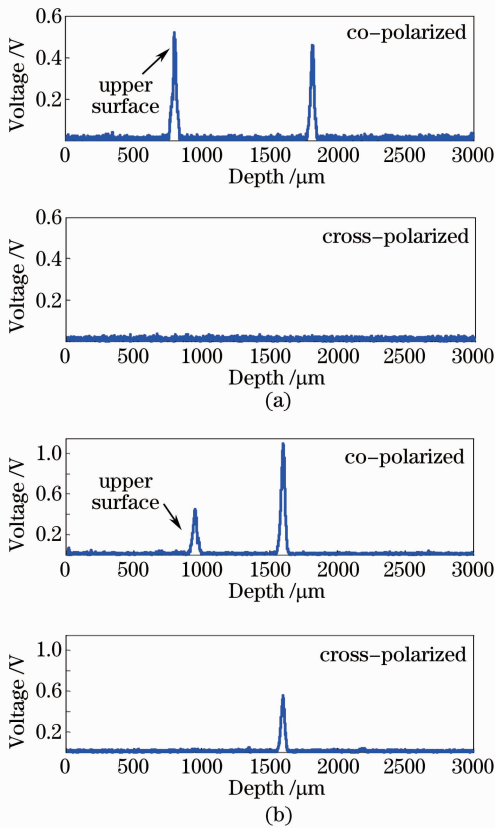


图 3 (a)玻璃片与(b)1310 nm 的 $\lambda/4$ 波片对应的同向偏振信号与交叉偏振信号
Fig. 3 Co-polarized and cross-polarized signals of (a) a glass slide and (b) a $\lambda/4$ wave plate

样品光与参考光偏振态正交而无法发生干涉, 即导致交叉偏振信号不包含样品表面的反射信号, 同时该结果也可用来验证参考光束对的正交性, 即理论分析中忽略单模光纤 PDL 的合理性。同样 $\lambda/4$ 波片上表面反射光偏振态和对应的入射光偏振态一致, 所以其交叉偏振信号看不到波片上表面的反射信号。然而光经过各向异性的波片之后, 样品光的偏振态发生改变, 所以波片的交叉偏振信号可以明显地看到其下表面的反射信号。显然, 交叉偏振 OCT 图像可以反映样品的偏振敏感信息。同向偏振 OCT 信号对于不同样品均可以采集到每一个反射面的信号, 因此它具有获取样品偏振不敏感结构的能力。

利用全光纤 CP-OCT 系统具有同时采集样品偏振敏感结构及偏振不敏感结构信息的优点, 实验选取人体手指背部皮肤作为样品, 进行二维扫描。实验所得二维 OCT 图像如图 4 所示。观察同向偏振 OCT 图像 [图 4(a)] 可以发现如箭头所示的皮肤内部毛囊等组织结构。观察交叉偏振 OCT 图像 [图 4(b)], 发现其相比于同向偏振 OCT 信号, 表面下存在一个明显暗带, 对比皮肤结构图像^[23] 认为暗带对应皮肤生发层, 而暗带下面的信号对应真皮层。人体皮肤真皮层含有的大量胶原纤维, 使其具有偏振敏感特性^[23], 相应的几乎不包含胶原纤维束的生发层不具有偏振敏感特性, 因而在生发层内完成散射的样品光偏振态不变, 使得交叉干涉信号很微弱, 形成暗带。由交叉偏振图像中暗带计算得到手指背部生发层厚度为 186 μm , 符合人体生发层厚度范围。综上所述, 全光纤 CP-OCT 系统的同向偏振图像可以显示如毛囊组织等一般结构, 而交叉偏振则可以区分偏振敏感的真皮层与偏振不敏感的生发

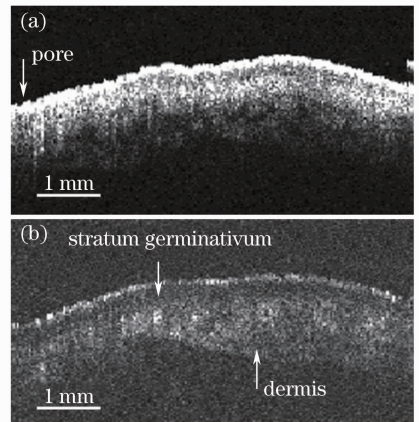


图 4 手指背部皮肤(a)同向偏振 OCT 图像与(b)交叉偏振 OCT 图像
Fig. 4 (a) Co-polarized and (b) cross-polarized images of human finger skin

层。因此全光纤 CP-OCT 系统不但可以展示较全面的样品信息,而且还可根据其出现在不同的图像中判断结构的偏振特性。

4 结 论

实现了一套可同时获取样品偏振敏感与偏振不敏感结构信息的新型全光纤 CP-OCT 系统。结合琼斯矩阵理论分析给出系统同向偏振信号与交叉偏振信号的表达式。并通过使用全光纤 CP-OCT 系统对玻璃片、中心波长为 1310 nm 的 $\lambda/4$ 波片及在体皮肤进行成像实验,从实验上验证了同向偏振 OCT 信号具有获取样品偏振不敏感结构的能力,而交叉偏振 OCT 图像具有获取样品偏振敏感结构信息的能力。另外,系统的共路结构使得探头具有可更换性,并且可以在测量过程中任意运动而不影响系统对偏振敏感信息的提取,从而大大提高了系统的实际应用价值。因此全光纤 CP-OCT 系统配合不同的探头将可应用于皮肤烧伤检测、早期龋齿检测等临床医学检测领域。

参 考 文 献

- Dong Jingtao, Lu Rongsheng. Dispersion compensation based on frequency domain analysis in optical coherence microscopy[J]. *Chinese J. Lasers*, 2012, **39**(1): 0116003
董敬涛, 卢荣胜. 基于频域分析的光学相干显微镜中的色散补偿[J]. *中国激光*, 2012, **39**(1): 0116003
- Huang Bingjie, Bu Peng, Wang Xiangzhao *et al.*. Optical coherence tomography based on depth resolved dispersion compensation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, **32**(2): 0217002
黄炳杰, 步 鹏, 王向朝等. 用于频域光学相干层析成像的深度分辨色散补偿方法[J]. *光学学报*, 2012, **32**(2): 0217002
- Yang Liu, Wang Chuan, Ding Zhihua *et al.*. Image reconstruction in dioptric media for spectral domain optical coherence tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(5): 0504001
杨 柳, 王 川, 丁志华等. 屈光介质中谱域光学相干层析成像的重构[J]. *中国激光*, 2011, **38**(5): 0504001
- Yang Lifeng, Zeng Nan, Chen Dongsheng. Characterization of dehydration and proteolysis process of chicken muscle using polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(12): 1204002
阳利锋, 曾 楠, 陈东胜. 偏振敏感光学相干层析对鸡肉组织两种变质过程的表征[J]. *中国激光*, 2011, **38**(12): 1204002
- M. R. Hee, D. Huang, E. A. Swanson *et al.*. Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging[J]. *J. Opt. Soc. Am. B*, 1992, **9**(6): 903~908
- Shuliang Jiao, Wurong Yu, George Stoica *et al.*. Optical-fiber-based Muller optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(14): 1206~1208
- B. H. Park. Fiber-Based Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography[D]. Irvine: University of California, 2005. 56~110
- S. Makita, M. Yamanari, Y. Yasuno. Generalized Jones matrix optical coherence tomography: performance and local birefringence imaging[J]. *Opt. Express*, 2010, **18**(2): 854~876
- Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin *et al.*. Three-dimensional full-range

- complex fourier domain optical coherence tomography system for vivo imaging of human skin[J]. *Chinese J. Lasers*, 2012, **39**(7): 0704002
南 楠, 步 鹏, 郭 昕等. 三维全深度复频域光学相干层析成像系统及其对人体皮肤的在体成像[J]. *中国激光*, 2012, **39**(7): 0704002
- T. Torzicky, M. Pircher, S. Zotter *et al.*. Automated measurement of choroidal thickness in the human eye by polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2012, **20**(7): 7564~7574
- B. Elmaanaoui, B. Wang, J. C. Dwellle *et al.*. Birefringence measurement of the retinal nerve fiber layer by swept source polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2011, **19**(11): 10252~10268
- C. Rashidifard, S. Martin, N. Kumar *et al.*. Assessment of rotator cuff tendon integrity with single detector polarization sensitive optical coherence tomography[C]. *Lasers and Electro-Optics*, 2011. ATuC2
- B. J. Vakoc, D. Fukumura, R. K. Jain *et al.*. Cancer imaging by optical coherence tomography: preclinical progress and clinical potential[J]. *Nature Reviews*, 2012, **12**: 363~368
- B. H. Park, C. Saxer, S. M. Srinivas *et al.*. In vivo burn depth determination by high-speed fiber-based polarization sensitive optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2001, **6**(4): 474~479
- B. Cense, T. C. Chen, B. H. Park *et al.*. In vivo depth-resolved birefringence measurements of the human retinal nerve fiber layer by polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2002, **27**(18): 1610~1612
- H. Kang, J. J. Jiao, C. Lee *et al.*. Nondestructive assessment of early tooth demineralization using cross-polarization optical coherence tomography[J]. *IEEE J. Selected Topics in Quantum Electronics*, 2010, **16**(4): 870~876
- J. M. Schmitt, S. H. Xiang. Cross-polarized backscatter in optical coherence tomography of biological tissue[J]. *Opt. Lett.*, 1998, **23**(13): 1060~1062
- R. V. Kuranov, V. V. Sapozhnikova, I. V. Turchin *et al.*. Complementary use of cross-polarization and standard OCT for differential diagnosis of pathological tissues[J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(15): 707~713
- Meng Zhuo, Liang Yu, Yao Xiaotian *et al.*. In-line measurement and compensation for dispersion in OCT system[J]. *Journal of Optoelectronics • Laser*, 2011, **22**(2): 256~260
孟 卓, 梁 雨, 姚晓天等. 光学相干层析系统色散的在线测量及补偿[J]. *光电子·激光*, 2011, **22**(2): 256~260
- V. M. Gelikonov, G. V. Gelikonov. New approach to cross-polarized optical coherence tomography based on orthogonal arbitrarily polarized modes[J]. *Laser Physics Letters*, 2006, **3**(9): 445~451
- Meng Zhuo, X. Steve Yao, Lan Shoufeng *et al.*. Study of automatic elimination of polarization fluctuation method for all-fiber oral OCT system[J]. *Journal of Optoelectronics • Laser*, 2009, **20**(1): 133~136
孟 卓, 姚晓天, 兰寿锋等. 全光纤口腔 OCT 系统偏振波动自动消除方法研究[J]. *光电子·激光*, 2009, **20**(1): 133~136
- Li Chen, Zhang Chunxi, Liang Sheng *et al.*. Analysis of polarization dependence of fiber optic security systems [J]. *Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics*, 2010, **36**(9): 1099~1102
李 琛, 张春熹, 梁 生等. 干涉型光纤安防系统偏振误差机理分析[J]. *北京航空航天大学学报*, 2010, **36**(9): 1099~1102
- M. C. Pierce, R. L. Sheridan, B. H. Park *et al.*. Collagen denaturation can be quantified in burned human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Burns*, 2004, **30**(6): 511~517