

# 偏振敏感光学相干层析成像系统中样品光偏振对样品双折射相位延迟测量的影响

张玉荣, 常颖, 高万荣\*

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

**摘要** 偏振敏感光学相干层析术可对生物双折射组织进行功能成像, 然后通过分析相位延迟就可得到生物组织的信息。分析了单一入射偏振态对双折射相位延迟准确度的影响。首先提出了系统的理论模型, 然后进行 MATLAB 模拟分析, 最后通过实验进一步验证了理论模型的结果。通过 MATLAB 得到的图像以及实验结果可以看出: 在样品具有确定的相位延迟量以及确定的光轴方向时, 当线偏振入射光的偏振方向与光轴夹角为  $0^\circ$  或者  $90^\circ$  时, 或当正椭圆入射光的偏振方向与光轴夹角为  $45^\circ$  时, 相位延迟的测量误差最小。

**关键词** 测量; 相干成像; 偏振敏感光学相干层析术; 入射光偏振态; 相位延迟

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201939.1212007

## Effect of Light Polarization State on Phase Delay Measurement Induced by Tissue Birefringence in Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography Imaging System

Zhang Yurong, Chang Ying, Gao Wanrong\*

School of Electronic Engineering and Optoelectronic Technique, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China

**Abstract** Polarization-sensitive optical coherence tomography (PS-OCT) is a functional imaging technique for biological birefringence tissues. The information contained in the biological tissue can be extracted by analyzing the phase delay. Herein, the influence of polarization state of single incident light on the phase delay accuracy caused by tissue birefringence is analyzed. Initially, the theoretical model is proposed. Subsequently, simulations using MATLAB are performed and finally the theoretical model is verified by experimental measurements. Results obtained by MATLAB along with experimental results show that, when a sample with a fixed amount of phase retardation and a fixed direction of optical axis, and when the orientation is  $0^\circ$  and  $90^\circ$  for the incident linearly polarized light or  $45^\circ$  for the incident elliptically polarized light, the phase retardation measurement error has the smallest value.

**Key words** measurement; coherence imaging; polarization-sensitive optical coherence tomography; polarization state of incident light; phase delay

**OCIS codes** 120.5050; 170.1650; 030.1640; 110.4500

## 1 引 言

光学相干层析术(OCT)<sup>[1]</sup>是一种新型的生物组织高速断层成像技术。OCT采用低相干光源,以迈克耳孙干涉仪为基本成像系统,利用参考光和样

品光进行干涉,通过分析干涉条纹获得生物组织的内部信息。由于光学相干层析具有非侵入性、非破坏性、高灵敏度以及高分辨率等优点,因此该技术在提出之后就被广泛应用于医学和生命科学领域,比如眼科诊断<sup>[2-3]</sup>、牙科诊断<sup>[4]</sup>、内窥应用<sup>[5]</sup>

收稿日期: 2019-05-22; 修回日期: 2019-08-06; 录用日期: 2019-09-22

基金项目: 科技部国家重点研发计划“重大科学仪器设备开发”重点专项(2017YFF0107100)、国家自然科学基金(61275198,60978069)

\* E-mail: wgao@njjust.edu.cn

等,对疾病的诊断具有重要意义。除此之外,研究人员也将该成像技术应用到了非医学领域,经过不断发展,现在光学相干层析在工程检测领域里也具有重要应用<sup>[6-7]</sup>。

偏振敏感光学相干层析术(PS-OCT)<sup>[8]</sup>是一种很有前途的 OCT 分支,能够实现对组织双折射特性的测量<sup>[9-10]</sup>。与普通 OCT 相比,PS-OCT 使用偏振光成像,针对生物组织双折射性质进行检测,可以实现功能成像,为疾病的确诊提供了更多依据,在医学诊断领域有着广阔的应用前景<sup>[11-14]</sup>。

使用 PS-OCT 测量的样品的偏振特性可以通过 Jones 矩阵描述。日本筑波大学计算光学小组用广义 Jones 矩阵来表述 PS-OCT,并对人眼前室和皮肤进行了局部成像,还讨论了 Jones 矢量分析法对 PS-OCT 理论模型所产生的噪声<sup>[15]</sup>,但该小组使用了两个人射偏振态,在实际实验中因分时采集而引入了其他噪声,因此,本文探讨单输入偏振态对 PS-OCT 相位延迟精确度的影响。目前国内外关于这方面的研究还比较少,很多研究人员在实验中会使用单入射偏振态,比如:Oh 等<sup>[16]</sup>在研究具有频率复用的高速偏振敏感光频域成像系统中使用了 45° 的线性偏振光,Xiong 等<sup>[17]</sup>在研究具有高分辨率和偏振失真更正的单输入状态偏振敏感光学相干断层扫描技术中使用了 45° 圆偏振光,但目前还没有文章具体分析单输入偏振态对相位延迟测量误差的影响。

## 2 基本原理

图 1 显示了 PS-OCT 系统示意图,由光源发出的光经过偏振调制器(Pol.mod)后产生偏振光,偏振分束镜(PBS)将光分为两束,两束光分别进入参考光路和样品光路,经反射镜反射和样品背向散射得到的光发生干涉后再经过一个偏振分束镜被分成两束,采用光电探测器(pd)检测水平和垂直偏振分量, $S'_0$ 是入射偏振态的理论值, $S_0$ 是出射偏振态的理论值, $M_0$ 是样品 Jones 矩阵的标准理论值, $\Delta S'_0$ 、 $\Delta S_0$ 和  $\Delta M_0$ 分别表示它们的误差。

首先,用 Jones 矢量表示含有噪声的入射光  $S'$  及出射光  $S$ ,即

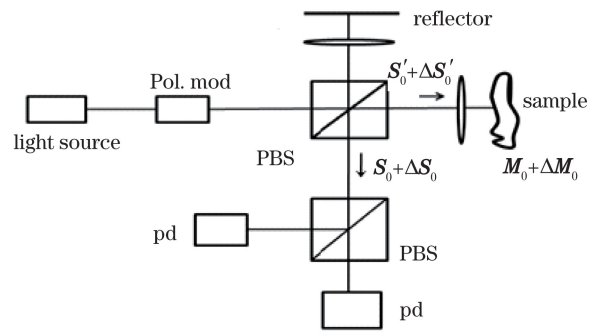


图 1 PS-OCT 系统示意图

Fig. 1 Schematic of PS-OCT system

$$\begin{cases} S' = S'_0 + \begin{bmatrix} \Delta I'_{real,11} + k\Delta I'_{imaginary,11} \\ \Delta I'_{real,21} + k\Delta I'_{imaginary,21} \end{bmatrix}, S'_0 = \begin{bmatrix} E_{ih} \\ E_{iv} \end{bmatrix} \\ S = S_0 + \begin{bmatrix} \Delta I_{real,11} + k\Delta I_{imaginary,11} \\ \Delta I_{real,21} + k\Delta I_{imaginary,21} \end{bmatrix}, S_0 = \begin{bmatrix} E_{oh} \\ E_{ov} \end{bmatrix} \end{cases}, \quad (1)$$

式中: $\Delta I_{real,ij}$ 、 $\Delta I_{imaginary,ij}$ 及  $\Delta I'_{real,ij}$ 、 $\Delta I'_{imaginary,ij}$ 分别表示出射光及入射光 Jones 矢量所包含的噪声的实部、虚部( $i = 1, 2; j = 1, 2, i$ 表示行编号, $j$ 表示列编号); $E_{oh}$ 、 $E_{ov}$ 分别表示出射光的水平和垂直分量; $E_{ih}$ 、 $E_{iv}$ 分别表示入射光的水平和垂直分量; $k$ 为虚数单位。

含有噪声的表征样本偏振特性的 Jones 矩阵可以表示为

$$M = M_0 + \begin{bmatrix} \Delta M_{real,11} + k\Delta M_{imaginary,11} & \Delta M_{real,12} + k\Delta M_{imaginary,12} \\ \Delta M_{real,21} + k\Delta M_{imaginary,21} & \Delta M_{real,22} + k\Delta M_{imaginary,22} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

式中: $\Delta M_{real,ij}$ 、 $\Delta M_{imaginary,ij}$ ( $i = 1, 2; j = 1, 2$ )分别表示 Jones 矩阵中对应位置所包含的噪声的实部、虚部。

出射偏振态与入射偏振态的关系为

$$\begin{cases} M_0 S'_0 = S_0 \\ M S' = S \end{cases}. \quad (3)$$

在单一偏振态入射时,根据(3)式可以得到由入射光以及出射光表示的  $M_0$ <sup>[18]</sup>,即

$$M_0 = \begin{bmatrix} E_{oh} & E_{ov}^* \\ E_{ov} & -E_{oh}^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_{ih} & E_{iv}^* \\ E_{iv} & -E_{ih}^* \end{bmatrix}^{-1}. \quad (4)$$

式中:“\*”表示共轭。将  $M_0$  计算出来并代入(2)式,可以将(2)式重新写成

$$M = \begin{bmatrix} E_{oh}E_{ih}^* + E_{oh}^*E_{iv} & E_{oh}E_{iv}^* - E_{ov}^*E_{ih} \\ E_{ov}E_{ih}^* - E_{oh}^*E_{iv} & E_{ov}E_{iv}^* + E_{oh}^*E_{ih} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Delta M_{real,11} + k\Delta M_{imaginary,11} & \Delta M_{real,12} + k\Delta M_{imaginary,12} \\ \Delta M_{real,21} + k\Delta M_{imaginary,21} & \Delta M_{real,22} + k\Delta M_{imaginary,22} \end{bmatrix}. \quad (5)$$

具有双折射特性的生物组织 Jones 矩阵的标准形式为

$$J = \sqrt{R} \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{r}{2}\right) + k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\cos 2\theta_1 & k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\sin 2\theta_1 \exp(-k\varphi_1) \\ k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\sin 2\theta_1 \exp(k\varphi_1) & \cos\left(\frac{r}{2}\right) - k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\cos 2\theta_1 \end{bmatrix}, \quad (6)$$

式中： $R$  代表样品反射率； $r$  代表样品本身的线性相位延迟量； $\varphi_1$  表示样品的圆相位延迟； $\theta_1$  表示样品光轴方位。因此，得到  $M_0$  中各元素之间的关系为

$$\begin{cases} M_{0(1,1)} = M_{0(2,2)}^* \\ M_{0(1,2)} = -M_{0(2,1)}^* \end{cases}, \quad (7)$$

式中： $M_{0(i,j)}$  表示  $M_0$  矩阵中第  $i$  行、第  $j$  列的元素。

同时，使(1)式和(2)式噪声矩阵中每一个位置的实部和虚部的值相等<sup>[17]</sup>。另外，基于(6)式中  $M_0$  矩阵对角线元素间的关系，使  $M$  中的噪声矩阵元素满足

$$\begin{cases} M_{\Delta(1,1)} = M_{\Delta(2,2)} \\ M_{\Delta(1,2)} = M_{\Delta(2,1)} \end{cases}, \quad (8)$$

式中： $M_{\Delta(i,j)}$  表示  $M$  噪声矩阵中第  $i$  行、第  $j$  列的元素。

求解(1)~(8)式，在求解过程中考虑到归一化的 Jones 矩阵和向量各元素的模值小于 1，且噪声矩阵中对应位置的元素模值不能超过真实元素模值，

因此在推导过程中将高次项省略。由此得到  $M$  中对应位置的噪声实部和虚部的表达式为

$$\begin{cases} \Delta M_{\text{real},11} = \Delta M_{\text{imaginary},11} = \Delta M_{\text{real},22} = \\ \Delta M_{\text{imaginary},22} \approx \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|}{\sqrt{2}|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|} \\ \Delta M_{\text{real},12} = \Delta M_{\text{imaginary},12} = \Delta M_{\text{real},21} = \\ \Delta M_{\text{imaginary},21} \approx \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{ih}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{iv}}|}{\sqrt{2}|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|} \end{cases}. \quad (9)$$

这里，由于假设  $\Delta I_{\text{real/imaginary},ij}$  与 Jones 矢量的分量相比较小，而 Jones 矢量分量的模值又小于 1，因此在求解过程中省略了  $\Delta I_{\text{real/imaginary},ij}$  与 Jones 矢量分量的二次方及高次方项。

OCT 系统获得的相位延迟<sup>[17]</sup>可以表示为

$$r' = 2\arccos \frac{|\text{tr } \mathbf{M}|}{[2\text{tr}(\mathbf{M}^* \mathbf{M})]^{1/2}}, \quad (10)$$

式中： $\text{tr}$  表示矩阵的迹； $||$  表示取绝对值。

进一步计算分析(10)式可以得到

$$\begin{cases} |\text{tr } \mathbf{M}| = 2 \left( \cos^2 \frac{r}{2} + \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|^2}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|^2} + \sqrt{2} \cos \frac{r}{2} \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|} \right)^{1/2} \\ [2\text{tr}(\mathbf{M}^* \mathbf{M})]^{1/2} = 2 \left( R + \sqrt{2} \cos \frac{r}{2} \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|} + \sqrt{2} \sin \frac{r}{2} \sin 2\theta_1 \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|} \right)^{1/2} \end{cases} \quad (11)$$

将(11)式代入(10)式，得到包含噪声的相位延迟为

$$r' = 2\arccos \left( \frac{\cos^2 \frac{r}{2} + \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|^2}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|^2} + \sqrt{2} \cos \frac{r}{2} \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|}}{R + \sqrt{2} \cos \frac{r}{2} \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|} + \sqrt{2} \sin \frac{r}{2} \sin 2\theta_1 \frac{|\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|}{|\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|}} \right)^{1/2}. \quad (12)$$

将高次方项省略后得到

$$r' = 2\arccos \left( \frac{\cos^2 \frac{r}{2} |\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|^2 + |\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}|^2 + \sqrt{2} \cos \frac{r}{2} |\mathbf{E}_{\text{ov}}\mathbf{E}_{\text{iv}} - \mathbf{E}_{\text{oh}}\mathbf{E}_{\text{ih}}| \cdot |\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|}{R |\mathbf{E}_{\text{iv}}^2 - \mathbf{E}_{\text{ih}}^2|^2} \right)^{1/2}. \quad (13)$$

### 3 理论分析及讨论

下面将分析由噪声引入的相位延迟误差。

将  $R$  设为 1，则(13)式括号中的项与样品真实相位延迟量的差值  $\Delta$  就可定义为噪声或者误差项，即

$$\Delta = \frac{\cos^2 \frac{r}{2} |\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|^2 + |\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}|^2 + \sqrt{2} \cos \frac{r}{2} |\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}| \cdot |\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|^2} - \cos^2 \frac{r}{2} = \frac{1 + \sqrt{2} \cos \frac{r}{2} \frac{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}{|\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}|}}{\left( \frac{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}{|\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}|} \right)^2}. \quad (14)$$

为了简便, 设  $b = \cos \frac{r}{2}$ ,  $x' = \frac{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}{|\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}|}$ , 则对于确定的样品,  $b$  是定值。这时, 分析所测量的相位延迟的偏差就转变成为求取 (14) 式最小值的问题:

$$\Delta = \frac{1 + \sqrt{2}bx}{x^2}, \quad (15)$$

对于特定样品, 即求解 (15) 式的最小值。因为  $b = \cos \frac{r}{2}$ , 所以  $b \in [0, 1]$ , 而  $x' = \frac{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}{|\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}|}$ , 所以  $x$  的取值范围为 0 到正无穷。为了便于分析, 取  $x \in [0, 10]$  来分析  $\Delta$  与  $b, x'$  的关系, 由 MATLAB 仿真得到图 2,  $z$  轴表示误差  $\Delta$ ,  $x$  轴表示  $b = \cos \frac{r}{2}$ ,  $y$  轴表示  $x' = \frac{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}{|\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}|}$ , 均无量纲。

从图 2 可以看出, 对于确定的  $b$  值,  $x'$  值越大,  $\Delta$  越小。为进一步分析  $x'$  的值与入射偏振态的关系, 令  $y' = \frac{1}{x'} = \frac{|\mathbf{E}_{ov}\mathbf{E}_{iv} - \mathbf{E}_{oh}\mathbf{E}_{ih}|}{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}$ 。入射光偏振态

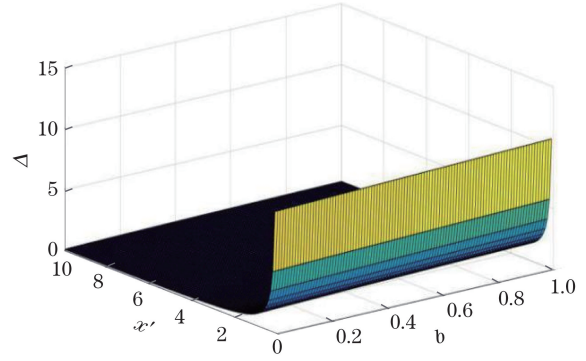


图 2  $\Delta$  与  $b, x'$  的关系图

Fig. 2 Diagram of relationship among  $\Delta, b$ , and  $x'$

的理论值  $\mathbf{S}'_0$  取 Jones 矢量的标准形式, 即

$$\begin{bmatrix} \mathbf{E}_{ih} \\ \mathbf{E}_{iv} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta \\ \sin \theta \cdot \exp(k\varphi) \end{bmatrix}, \quad (16)$$

式中:  $\theta$  为偏振方位角;  $\varphi$  为  $x, y$  方向分量的相位差。

当只考虑样品的线性相位延迟特性时,  $\mathbf{E}_{ov}, \mathbf{E}_{iv}$  可以由样品 Jones 矩阵以及  $\mathbf{E}_{ih}, \mathbf{E}_{iv}$  表示, 则  $y'$  也可以由样品 Jones 矩阵以及  $\mathbf{E}_{ih}, \mathbf{E}_{iv}$  表示。

样品 Jones 矩阵为

$$\mathbf{J} = \sqrt{R} \begin{bmatrix} a & b \\ b & a^* \end{bmatrix} = \sqrt{R} \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{r}{2}\right) + k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\cos 2\theta_1 & k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\sin 2\theta_1 \\ k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\sin 2\theta_1 & \cos\left(\frac{r}{2}\right) - k\sin\left(\frac{r}{2}\right)\cos 2\theta_1 \end{bmatrix}. \quad (17)$$

将 (16)、(17) 式代入  $y'$  的表达式可以得到

$$y' = \frac{|a^* \mathbf{E}_{iv}\mathbf{E}_{iv} - a\mathbf{E}_{ih}\mathbf{E}_{ih}|}{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|} = \frac{\left| \left( \cos \frac{r}{2} - k\sin \frac{r}{2} \cos 2\theta_1 \right) \mathbf{E}_{iv}\mathbf{E}_{iv} - \left( \cos \frac{r}{2} - k\sin \frac{r}{2} \cos 2\theta_1 \right) \mathbf{E}_{ih}\mathbf{E}_{ih} \right|}{|\mathbf{E}_{iv}^2 - \mathbf{E}_{ih}^2|}. \quad (18)$$

此时,  $y'$  的大小与入射光偏振态、样品偏振特性有关, 根据实际情况, 讨论  $\varphi = 0, \frac{\pi}{2}$  情况下, 即输入光为线偏振态及正椭圆偏振态时  $y'$  值的最小值问题。在这两种情况下, (18) 式可分别写成

$$y'_{\varphi=0} = \frac{\left| \cos \frac{r}{2} (\sin^2 \theta - \cos^2 \theta) - k \sin \frac{r}{2} \cos 2\theta_1 (\sin^2 \theta + \cos^2 \theta) \right|}{\left| \sin^2 \theta - \cos^2 \theta \right|} = \frac{\left| -\cos \frac{r}{2} \cos 2\theta - k \sin \frac{r}{2} \cos 2\theta_1 \right|}{\left| \cos 2\theta \right|} = \left| -\cos \frac{r}{2} - k \sin \frac{r}{2} \frac{\cos 2\theta_1}{\cos 2\theta} \right|, \quad (19)$$

$$y'_{\varphi=\frac{\pi}{2}} = \frac{\left| -\cos \frac{r}{2} (\sin^2 \theta + \cos^2 \theta) - k \sin \frac{r}{2} \cos 2\theta_1 (\cos^2 \theta - \sin^2 \theta) \right|}{\left| \sin^2 \theta + \cos^2 \theta \right|} = \left| -\cos \frac{r}{2} - k \sin \frac{r}{2} \cos 2\theta_1 \cos 2\theta \right|. \quad (20)$$

下面以样品光轴方位角  $\theta_1 = 0^\circ, 45^\circ, 60^\circ$  为例, 利用 MATLAB 仿真得到的三维图讨论  $y'_{\varphi=0}$  和  $y'_{\varphi=\frac{\pi}{2}}$  的最小值问题。

1) 当光轴为  $\theta_1 = 0^\circ$  时, 线偏振入射 ( $\varphi = 0^\circ$ ) 及椭圆偏振入射 ( $\varphi = 90^\circ$ ) 两种情况下的误差与入射光方位角  $\theta$ 、样品相位延迟  $r$  的关系如图 3 所示。

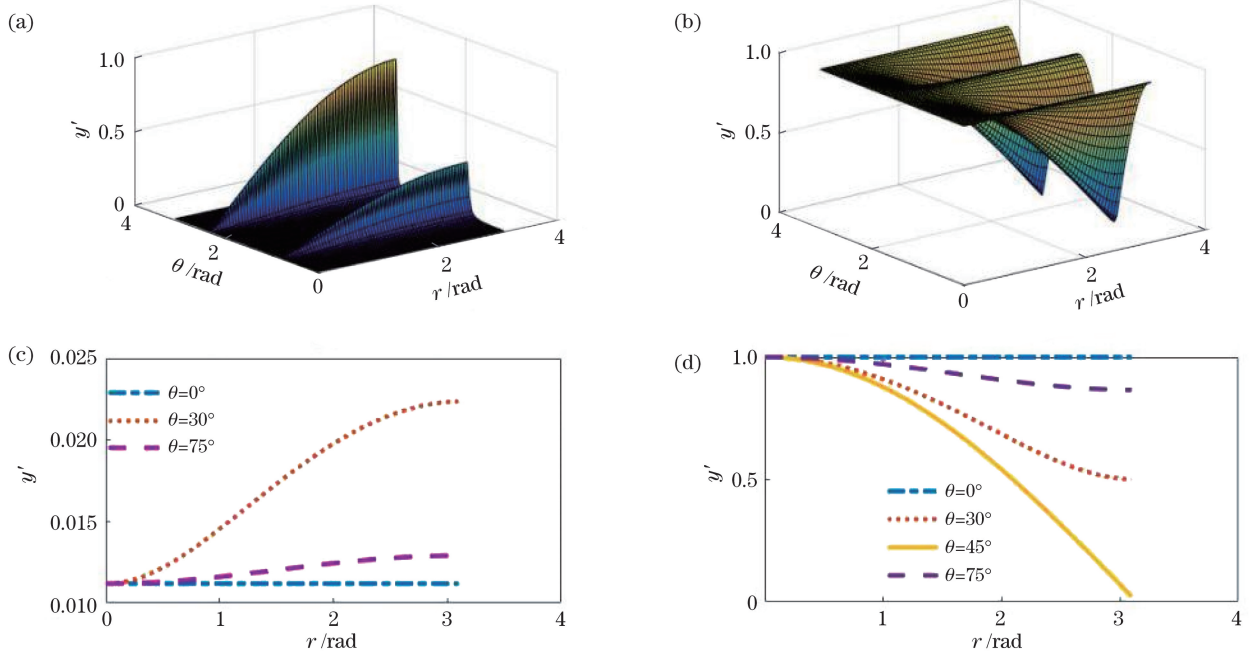


图 3 当  $\theta_1 = 0^\circ$  时误差与入射光方位角、样品相位延迟的关系。(a) 线偏振入射时误差与入射光方位角关系; (b) 椭圆偏振入射时误差与入射光方位角的关系; (c) 线偏振入射时误差与样品相位延迟的关系; (d) 椭圆偏振入射时误差与样品相位延迟的关系

Fig. 3 Relationship among error, incident azimuth angle, and phase retardation of sample when  $\theta_1 = 0^\circ$ . (a) Relationship between error and incident azimuth when incident polarization is linear polarization; (b) relationship between error and incident azimuth when incident polarization is elliptical polarization; (c) relationship between error and phase retardation when incident polarization is linear polarization; (d) relationship between error and phase retardation when incident polarization is elliptical polarization

对于表征线偏振入射的图 3(a)、(c), 由于 (12) 式以  $\cos 2\theta$  作为分母, 因此仿真得到的  $y'$  值很大, 故在作图时以常数 8000 对其进行归一化处理, 但由于讨论的是  $y'$  的最小值, 因此归一化对数据分析没有影响。对于线偏振入射, 入射光方位角  $\theta$  取  $0^\circ$  和  $90^\circ$  的结果相同。分析图 3(a)、(b) 可以看出:

误差与入射光方位角呈非线性关系; 线偏振入射时, 除了两个最高点, 不同入射光方位角下的误差相差不大, 相比较而言, 入射光方位角取  $0^\circ$  和  $90^\circ$  时的误差最小; 圆偏振入射时, 入射光方位角取  $45^\circ$  时的误差最小。

2) 当光轴为  $\theta_1 = 45^\circ$  时, 线偏振入射 ( $\varphi = 0^\circ$ ) 及

椭圆偏振入射( $\varphi=45^\circ$ )两种情况下的误差与入射光方位角 $\theta$ 、样品相位延迟 $r$ 的关系如图4所示。

当样品光轴方位角 $\theta_1=45^\circ$ 时, $y'_{\varphi=0}=y'_{\varphi=\frac{\pi}{2}}=\left|-\cos\frac{r}{2}\right|$ ,此时 $y'$ 值只与相位延迟 $r$ 有关,所以得到的图4(a)、(b)是一个与入射光方位角无关的三

维图,即图4(c)、(d)中所有角度的曲线重合,但图3得到的误差为最小时线偏振和圆偏振的方位角取值依然适用。

3) 当光轴为 $\theta_1=60^\circ$ 时,线偏振入射( $\varphi=0^\circ$ )及椭圆偏振入射( $\varphi=45^\circ$ )两种情况下的误差与入射光方位角 $\theta$ 、样品相位延迟 $r$ 的关系如图5所示。

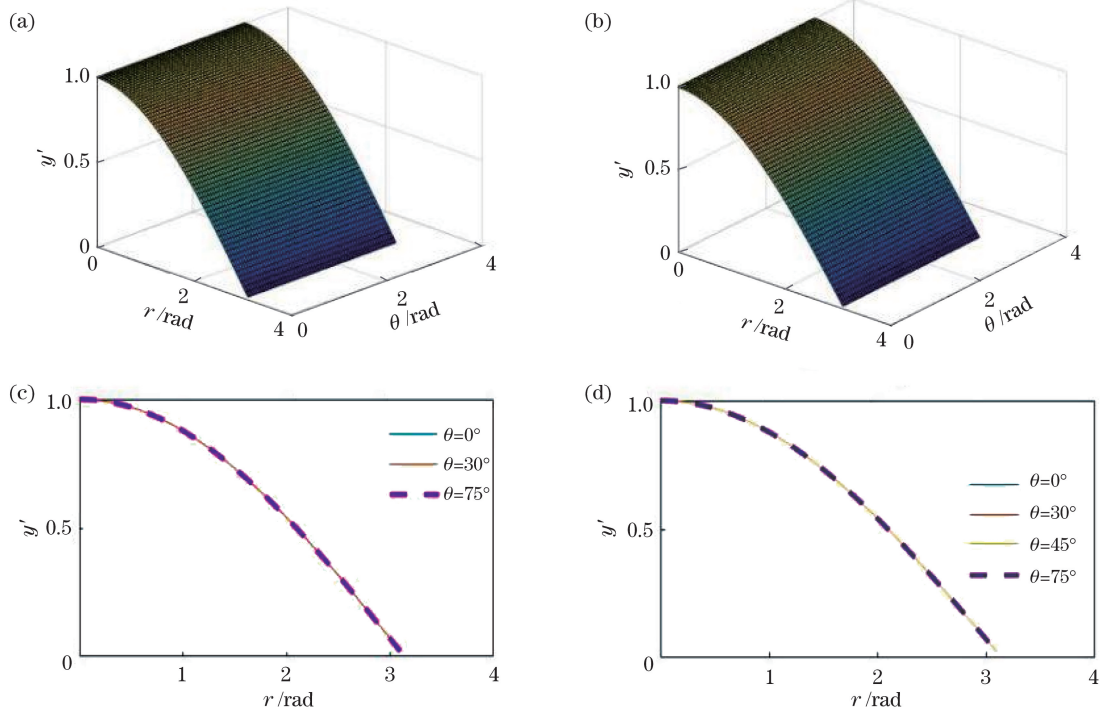


图4 当 $\theta_1=45^\circ$ 时误差与入射光方位角、样品相位延迟的关系。(a)线偏振入射时误差与入射光方位角的关系;(b)椭圆偏振入射时误差与入射光方位角的关系;(c)线偏振入射时误差与样品相位延迟的关系;(d)椭圆偏振入射时误差与样品相位延迟的关系

Fig. 4 Relationship among error, incident azimuth angle, and phase retardation of sample when  $\theta_1=45^\circ$ . (a) Relationship between error and incident azimuth when incident polarization is linear polarization; (b) relationship between error and incident azimuth when incident polarization is elliptical polarization; (c) relationship between error and phase retardation when incident polarization is linear polarization; (d) relationship between error and phase retardation when incident polarization is elliptical polarization

对表征线偏振入射的图5(a)、(c)以常数4000进行归一化处理,分析得到的结论与图3一致。

此外,MATLAB仿真得到的图5(c)是在线偏振入射光方位角取 $0^\circ$ 、 $30^\circ$ 和 $75^\circ$ 时 $y'$ 与相位延迟 $r$ 的关系,这是因为当线偏振的入射光方位角 $\theta$ 为 $45^\circ$ 时,(19)~(20)式中 $\cos\theta=0$ ,误差无穷大,所以入射光方位角 $\theta$ 为 $45^\circ$ 在(19)~(20)式中无意义。但是在实际测量中,对于线偏振入射,也常用 $45^\circ$ 的入射光方位角。以样品光轴的三个方位角为例,得到了误差与入射光偏振方位角的一般关系:线偏振入射时,入射光方位角取 $0^\circ$ 和 $90^\circ$ 时的误差最小;圆偏振入射时,入射光方位角取 $45^\circ$ 时的误差最小。

## 4 实验结果及讨论

为了验证上面理论分析的结果,本文搭建了图6所示的PS-OCT成像系统,该系统的核心是一个迈克尔孙干涉仪,其中SLD是超辐射发光二极管,PC是偏振控制器,CL是准直透镜,M是平面镜,GM是振镜,FL是聚焦透镜,TG是透射光栅,PBS是偏振分束镜。OCT采用宽带光源,中心波长为840 nm,带宽为50 nm。从超辐射发光二极管光源发出的光经过偏振控制器后产生偏振光,被 $2\times 2$ 光纤耦合器(FC)分成两束:一束从参考臂出射后经准直透镜准直到平面镜上,再由平面镜反射回到光纤耦合器中;另一束光进入样品臂,先经过准直物镜

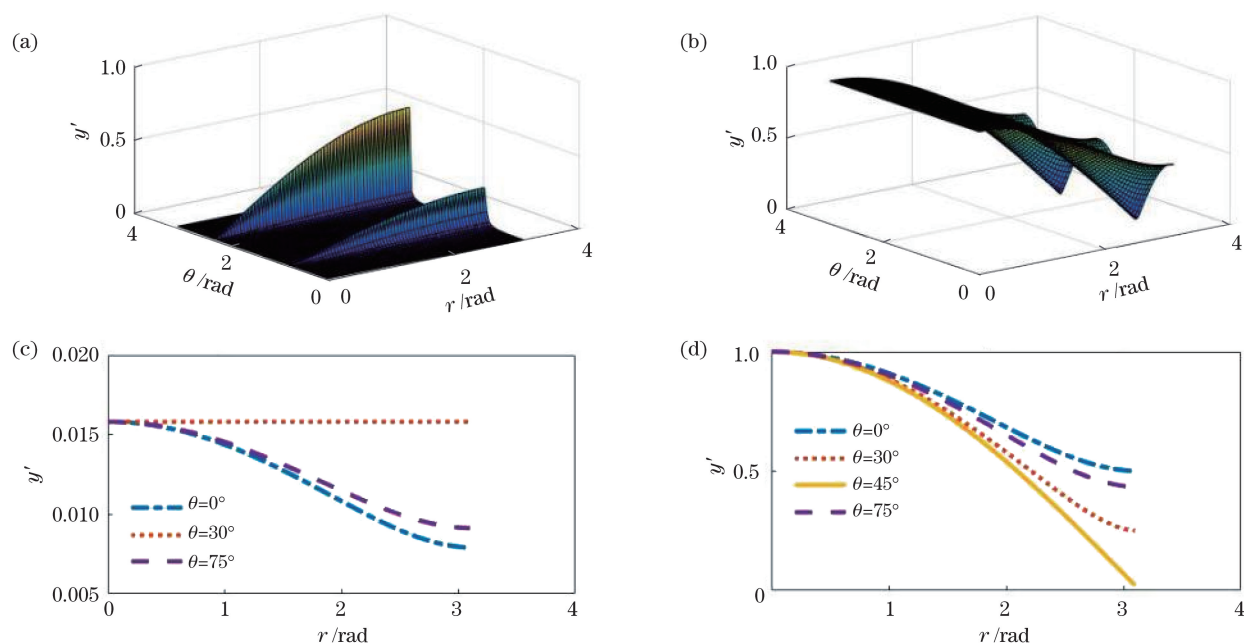


图 5 当  $\theta_1 = 60^\circ$  时误差与入射光方位角、样品相位延迟的关系。(a) 线偏振入射时误差与入射光方位角的关系；(b) 椭圆偏振入射时误差与入射光方位角的关系；(c) 线偏振入射时误差与样品相位延迟的关系；(d) 椭圆偏振入射时误差与样品相位延迟的关系

Fig. 5 Relationship among error, incident azimuth angle, and phase retardation of sample when  $\theta_1 = 60^\circ$ . (a) Relationship between error and incident azimuth when incident polarization is linear polarization; (b) relationship between error and incident azimuth when incident polarization is elliptical polarization; (c) relationship between error and phase retardation when incident polarization is linear polarization; (d) relationship between error and phase retardation when incident polarization is elliptical polarization

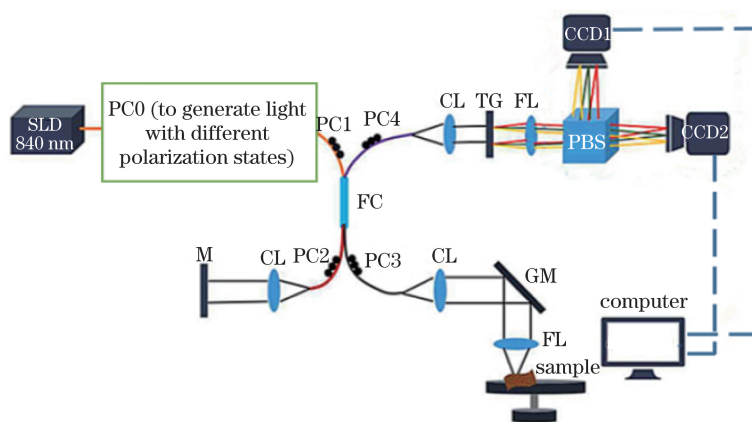


图 6 PS-OCT 成像系统示意图

Fig. 6 Schematic of PS-OCT imaging system

准直,再经过振镜反射到聚焦物镜,然后由聚焦物镜会聚到被测样品上。之后,从样品回来的后向散射光在光纤耦合器中与反射回来的参考光发生干涉。从耦合器出来的干涉信号经偏振分束镜分光后通过聚焦透镜聚焦到 CCD 探测器上,最后,CCD 探测器的输出信号被数据采集设备采集后送入计算机,由计算机完成图像重构等后续处理。

这里应该指出的是,上面的理论分析没有考虑

光纤的影响。在实际测量中,本文采用的是基于光纤的谱域 OCT 系统。因此,当不排除光纤的影响时,所获得的不是准确的或绝对的样品相位延迟量,而是包含有光纤影响的相位延迟量。但是,这并不影响实验结论,因为实验过程中只引入入射光偏振态这一个变量,偏振态的改变对实验结果的影响仍可以得到,光纤等对样品相位延迟的影响可以认为是噪声等误差对测量结果的影响。

选取冷藏鸡胸肉为样本,对鸡肉进行两组成像实验:第一组为线偏振光,取 $90^\circ$ 和 $135^\circ$ 的线偏振光进行对比;另外一组采用圆偏振光和正椭圆偏振光入射,并进行对比。实验分时进行,调节光源后的偏振控制器用偏振片对出射偏振光进

行检测,以确保其偏振方位角。在载物台上平稳放置样品后,整个实验过程中不再进行调整。之后,在不同入射偏振态下完成样品相位延迟特性的数据采集和分析,采集到的图片如图7、8所示。

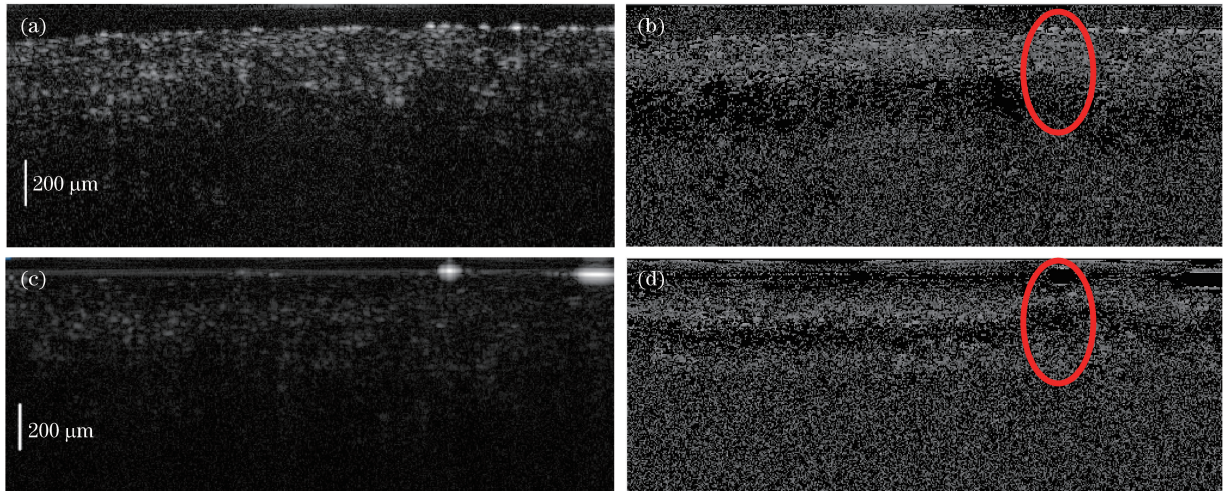


图7  $90^\circ$ 和 $135^\circ$ 线偏振光入射得到的强度图和相位延迟图。(a)  $90^\circ$ 线偏振光,强度图;(b)  $90^\circ$ 线偏振光,相位延迟图;(c)  $135^\circ$ 线偏振光,强度图;(d)  $135^\circ$ 线偏振光,相位延迟图

Fig. 7 Diagrams of intensity and phase retardation with  $90^\circ$  and  $135^\circ$  linearly polarized incident light. (a) Intensity with  $90^\circ$  linearly polarized incident light; (b) phase retardation with  $90^\circ$  linearly polarized incident light; (c) intensity with  $135^\circ$  linearly polarized incident light; (d) phase retardation with  $135^\circ$  linearly polarized incident light

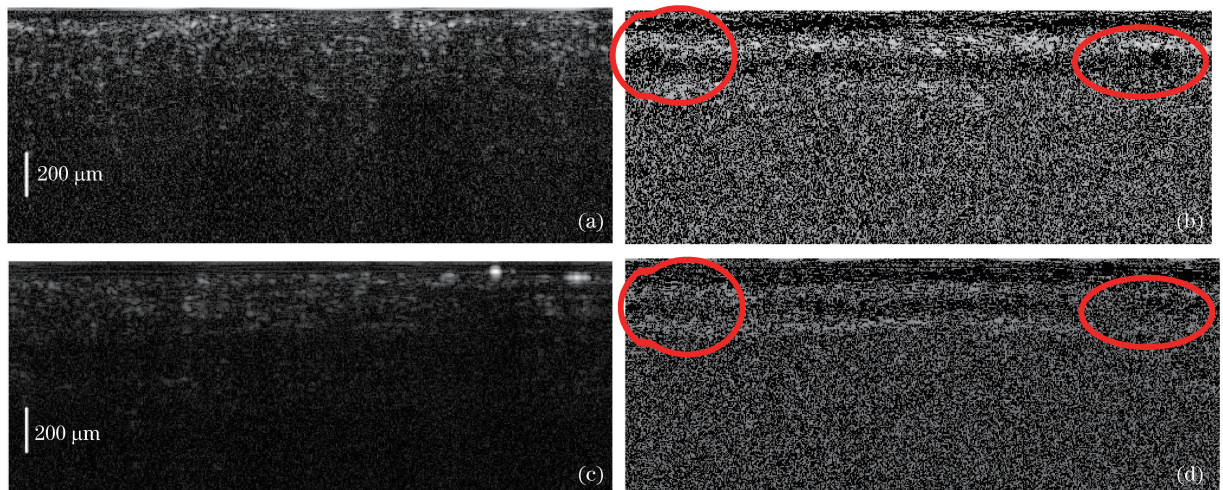


图8 圆偏振光和正椭圆偏振光入射得到的强度图和相位延迟图。(a)圆偏振光,强度图;(b)圆偏振光,相位延迟图;(c)  $60^\circ$ 正椭圆偏振光,强度图;(d)  $60^\circ$ 正椭圆偏振光,相位延迟图

Fig. 8 Diagrams of intensity and phase retardation with circularly and elliptically polarized incident light. (a) Intensity with circularly polarized incident light; (b) phase retardation with circularly polarized incident light; (c) intensity with  $60^\circ$  elliptically polarized incident light; (d) phase retardation with  $60^\circ$  elliptically polarized incident light

对比图7(a)、(c)与图8中(a)、(c)可以发现,在不同的入射偏振态下所获得的强度图并没有太大差异。用PS-OCT系统观测后发现,相位延迟图所包含的信息主要体现为沿深度方向的分层结构。在图7(b)、(d)与图8(b)、(d)的相位延迟图中,通过

对比椭圆圈的对应位置可以看出,在 $135^\circ$ 线偏振光入射时,结构分层信息较为明确,而在 $90^\circ$ 的线偏振光入射时,由于噪声的影响,各层间的对比度下降。此外,圆偏振的相位延迟图明显比 $60^\circ$ 椭圆偏振的相位延迟图更清晰。



## 5 结 论

在实际测量中,通常使用单入射态进行光学相干层析成像,以避免分时测量在测量结果中引入误差;此外,双入射偏振态也不如单入射偏振态简便,在实际测量中单入射偏振态更容易实现。为此,需要知道单入射偏振态的入射光方位角对实验结果是否会有影响,以及有什么样的影响。这样,在实际测量中就知道选取多大角度的偏振态入射光方位角可以使单一入射偏振态对双折射相位延迟值准确度的影响最小,以尽可能地保证偏振敏感光学相干层析成像结果的精度,使误差降到最小。本文分析了单一入射偏振态的偏振角度对双折射相位延迟的影响,理论分析结果表明:当入射偏振态为线偏振时,入射光方位角选取 $0^\circ$ 或者 $90^\circ$ 对双折射相位延迟测量造成的误差相对于其他角度而言最小;当入射偏振态为正椭圆偏振时,入射方位角选取 $45^\circ$ 对双折射相位延迟测量造成的误差最小。最后搭建了PSOCT系统,在不同入射偏振态下对鸡胸肉样本的光学断层结构和双折射进行了测量,实验结果与理论分析一致。该研究结果对设计实际的PSOCT系统具有重要的参考价值。

## 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] Gao Y, Li Z L, Zhang J H, *et al.* Automatic measurement method for corneal thickness of optical coherence tomography images[J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(3): 0311003.  
高阳, 李中梁, 张建华, 等. 光学相干层析成像图像中角膜厚度的自动测量方法[J]. *光学学报*, 2019, 39(3): 0311003.
- [3] He Q Y, Li Z L, Wang X Z, *et al.* Automated retinal layer segmentation based on optical coherence tomographic images [J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(10): 1011003.  
贺琪欲, 李中梁, 王向朝, 等. 基于光学相干层析成像的视网膜图像自动分层方法[J]. *光学学报*, 2016, 36(10): 1011003.
- [4] Liu H, Gao W R, Chen C L. Handheld spectral domain optical coherence tomography for *in vivo* tooth imaging[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2016, 43(2): 0204003.  
刘浩, 高万荣, 陈朝良. 手持式牙齿在体谱域光学相干层析成像系统研究[J]. *中国激光*, 2016, 43(2): 0204003.
- [5] Bian H Y, Gao W R, Liao J L. Design of the probe of swept source optical coherence tomography for endoscopic imaging[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2016, 45(9): 0911001.  
卞海溢, 高万荣, 廖九零. 内窥镜扫频光源光学相干层析系统的探头设计[J]. *光子学报*, 2016, 45(9): 0911001.
- [6] Yang J, Yuan Y G, Yu Z J, *et al.* Optical coherence domain polarimetry technology and its application in measurement for evaluating components of high precision fiber-optic gyroscopes[J]. *Acta Optica Sinica*, 2018, 38(3): 0328007.  
杨军, 苑勇贵, 喻张俊, 等. 光学相干域偏振测量技术及其在高精度光纤陀螺器件测量中的应用[J]. *光学学报*, 2018, 38(3): 0328007.
- [7] Shao Y H, He Y H, Ma H, *et al.* Research of a novel method to inspecting engineering polymer[J]. *Laser & Infrared*, 2006, 36(9): 878-879, 885.  
邵永红, 何永红, 马辉, 等. 检测工程聚合物材料新方法研究[J]. *激光与红外*, 2006, 36(9): 878-879, 885.
- [8] de Boer J F, Milner T E. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, 7(3): 359-371.
- [9] Lammer J, Bolz M, Baumann B, *et al.* Imaging retinal pigment epithelial proliferation secondary to PASCAL photo coagulation *in vivo* by polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *American Journal of Ophthalmology*, 2013, 155(6): 1058-1067.
- [10] Yang L F, Zeng N, Chen D S. Characterization of dehydration and proteolysis process of chicken muscle using polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Chinese Journal of 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.
- [11] Cao C, Meng Z, Wang L Z, *et al.* Novel fiber-based cross-polarized optical coherence tomography imaging system[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2013, 40(1): 0104002.  
曹聪, 孟卓, 王龙志, 等. 新型全光纤交叉偏振光学相干层析成像系统[J]. *中国激光*, 2013, 40(1): 0104002.
- [12] Yamanari M, Miura M, Makita S, *et al.* Phase retardation measurement of retinal nerve fiber layer by polarization-sensitive spectral-domain optical coherence tomography and scanning laser polarimetry [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2008, 13(1):

- 014013.
- [13] Götzinger E, Pircher M, Baumann B, *et al.* Retinal nerve fiber layer birefringence evaluated with polarization sensitive spectral domain OCT and scanning laser polarimetry: a comparison[J]. *Journal of Biophotonics*, 2008, 1(2): 129-139.
- [14] Nadkarni S K, Pierce M C, Park B H, *et al.* Measurement of collagen and smooth muscle cell content in atherosclerotic plaques using polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2007, 49(13): 1474-1481.
- [15] Makita S, Yamanari M, Yasuno Y. Generalized Jones matrix optical coherence tomography: performance and local birefringence imaging[J]. *Optics Express*, 2010, 18(2): 854-876.
- [16] Oh W Y, Yun S H, Vakoc B J, *et al.* High-speed polarization sensitive optical frequency domain imaging with frequency multiplexing[J]. *Optics Express*, 2008, 16(2): 1096-1103.
- [17] Xiong Q Z, Wang N S, Liu X Y, *et al.* Single input state polarization-sensitive optical coherence tomography with high resolution and polarization distortion correction[J]. *Optics Express*, 2019, 27(5): 6910-6924.
- [18] Jiao S L, Yu W R, Stoica G, *et al.* Contrast mechanisms in polarization-sensitive Mueller-matrix optical coherence tomography and application in burn imaging[J]. *Applied Optics*, 2003, 42(25): 5191-5197.