

PS-FFOCT 系统中 1/4 波片相位相对延迟误差对双折射参数测量精度的影响

邹双潞, 高万荣*, 刘思雨

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 偏振敏感全场光学相干层析术(PS-FFOCT)可以产生生物组织样本的双折射和二向色性等正面深度分辨图像。PS-FFOCT 系统在生物组织双折射特性测量中的一个重要问题是分析系统中 1/4 波片相位相对延迟误差对测量精度的影响。搭建了一个 PS-FFOCT 系统,建立了系统测量的 Jones 矩阵模型,然后利用该模型分析了系统中 1/4 波片相位相对延迟误差对双折射参数测量精度的影响。最后,利用 Matlab 软件分析揭示了误差的具体影响特性。该研究结果对设计 PS-FFOCT 系统及精确测量生物组织双折射特性有很大的帮助。

关键词 1/4 波片; 双折射特性; 相位相对延迟误差; 偏振光学相干层析术

中图分类号 TN247

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP202259.1617003

Effect of Relative Phase Delay Error of Quarter-Wave Plate on Measurement Accuracy of Birefringence Parameters in Polarization-Sensitive Full-Field Optical Coherence Tomography System

Zou Shuanglu, Gao Wanrong*, Liu Siyu

School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science & Technology, Nanjing 210094, Jiangsu, China

Abstract Polarization-sensitive full-field optical coherence tomography (PS-FFOCT) system can produce the depth-resolved en face images of the birefringence and diattenuation of biological tissue samples. One of the important problems in the birefringence measurement of biological tissue using PS-FFOCT system is the analysis of the effects of relative phase delay error of quarter-wave plate on the measurement accuracy. A PS-FFOCT system was set up in this study. First, the Jones matrix model of the system was derived, and the effects of relative phase delay errors of quarter-wave plate on the measurement accuracy of birefringence were then analyzed. Finally, the results simulated using Matlab software were presented to reveal the specific behaviors. The research results can help the design of PS-FFOCT system and the accurate measurement of birefringence characteristics of biological tissues.

Key words quarter-wave plate; birefringence characteristic; relative phase delay error; polarization optical coherence tomography

1 引言

在生物医学领域内,生物组织光学图像可以反映生物组织的显微结构,从而可以帮助医生进行疾病的准确诊断和治疗效果检测等。传统的观察细胞和组织内部结构的技术都需要将样本切割制作成薄片,再在显微镜下处理、观察。生物组织成像的实时性、高对

比度、清晰度等特征在外科手术过程和临床检验中至关重要。因此有必要开发一种实时成像设备,该设备不必切割样本就可以获得活体细胞和组织的高分辨率光学切片图像。光学相干层析技术(OCT)可以通过对切片或离体样品进行成像或者进行实时成像(可精确到微米、亚微米级别)来获取细胞的精细结构^[1-4]。

光学相干层析术是基于迈克耳孙干涉仪的一种测

收稿日期: 2021-08-13; 修回日期: 2021-08-18; 录用日期: 2021-08-27

基金项目: 中央高校基本科研业务费专项资金(30920010003)、国家自然科学基金(61275198,60978069)

通信作者: *wgao@njust.edu

量技术,通过待测生物组织的后向散射光和参考臂光发生的低相干干涉获得样品轴向信息,再结合扫描成像实时地对生物组织活体进行三维成像。该技术可以非侵入地获取高精度生物组织图像,且可以结合其他技术共同实现多功能成像。该技术适用于内窥成像、眼科、心血管、口腔等临床医学诊治领域。对样品的后向散射光和参考镜反射光间的干涉信号的光谱进行测量的方法为傅里叶域 OCT(FDOCT)^[5],测量两臂光场相对时间延迟的方法为时域 OCT(TDOCT)。两种方法都只利用了宽带光源的时间相干性,具有较高的轴向分辨率,但成像的横向分辨率很低。因此想要利用低相干干涉技术得到高分辨率的活体组织光学切片,必须同时利用光的时间和空间相干特性,选用具有很宽光谱范围和有限空间扩展的热光源用于生物组织成像。

OCT 的发明促使了相干显微镜的进一步发展。TDOCT 与 FDOCT 都存在一个限制,就是二者都使用低数值孔径的物镜,所以横向分辨率相对较低,且需要逐点扫描成像。1998 年,法国国家科学研究中心 Boccara 小组^[6]提出一种基于全场低相干干涉显微镜的全场光学相干层析成像(FFOCT)概念。这种成像技术不进行横向扫描就可以生成组织的光学断层图像。由于现在 FFOCT 技术采用热光源进行照明,其时间和空间相干长度都非常短,这使系统拥有超高的横向、纵向分辨率,因此这种成像方式被着重利用在细胞水平成像上。清华大学薛平课题组^[7]利用此系统对小鼠胚胎进行了三维动态成像。南京理工大学高万荣课题组^[8-10]运用 FFOCT 系统分别对集成电路芯片、猪肝、人体肝组织和大肠等进行了成像。

组织的偏振特性可以用于区分不同的组织,包括双折射、光轴取向、二向色性和去极化。因此已经提出了几种偏振敏感 OCT(PS-OCT)的实现方案,包括时

域 PS-OCT^[11]、光谱域 PS-OCT^[12]。2007 年,Moneron 等^[13]报告了 PS-FFOCT 系统,该系统通过在 Linnik 干涉显微镜的照明臂中添加偏振器产生线偏振光,在参考臂中添加消色差 1/4 波片(AQWP)以在探测臂的两个通道中产生振幅相等的线偏振光,并在样品臂中添加另一个 1/4 波片以利用圆偏振光照亮样品。该系统可以同时测量样品的双折射引起的相位延迟和生物组织样品的反射率。

PS-FFOCT 系统在生物组织双折射特性测量中的一个重要问题是分析系统中 1/4 波片相位相对延迟误差对测量精度的影响。本文搭建了一个 PS-FFOCT 系统。该系统的横向分辨率小于 1 μm ,轴向分辨率约为 2 μm ,首先建立了系统测量的 Jones 矩阵模型,然后利用该矩阵模型分析了系统中 1/4 波片相位相对延迟误差对双折射参数测量精度的影响,并利用 Matlab 软件对分析结果进行拟合验证。研究结果为利用 PS-FFOCT 系统实现生物组织双折射特性的精确测量打下基础。

2 PS-FFOCT 系统组成及基本特性

2.1 PS-FFOCT 系统介绍

图 1 为 PS-FFOCT 系统的原理图。光源发出的光通过 Koehler 照明系统后均匀分布在垂直光线传播方向的平面上;经非偏振分束器,被分为两束,分别照射到参考臂和样品臂。照到参考臂的光经过快轴与水平方向成 22.5° 的 1/4 波片后再由平面反射镜反射回,再次经过 1/4 波片后形成偏振方向与水平方向成 45° 的线偏振光。此线偏振光在两正交偏振探测器间均匀分布,作为参照。照射到样品臂的光经过快轴与水平方向成 45° 的 1/4 波片后成为圆偏振光。此圆偏振光照射到样品上,确保无论样品两轴方向如何,均可以改

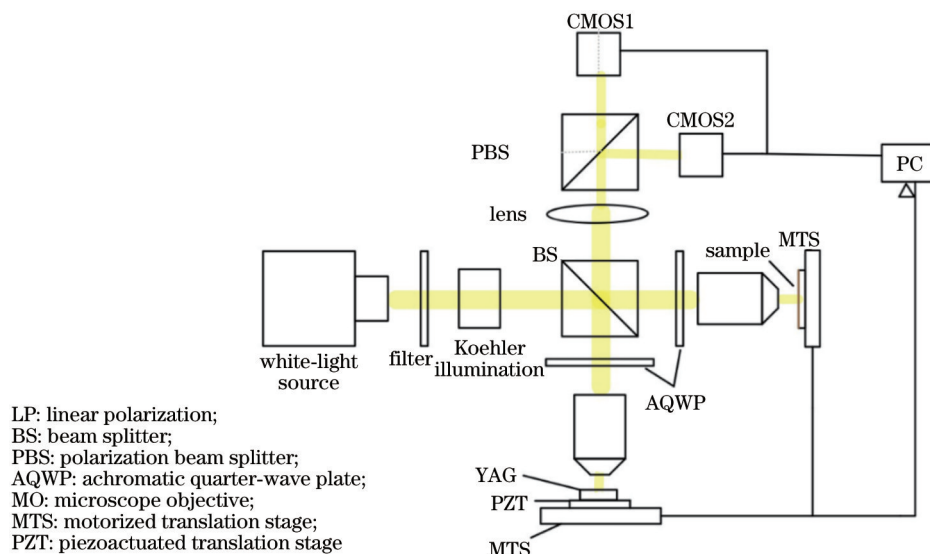


图 1 PS-FFOCT 系统原理图

Fig. 1 Schematic of the PS-FFOCT system

变此圆偏振光相位相对延迟。经样品后向散射后的光变为椭圆偏振光,此椭圆偏振光经过 1/4 波片后通过非偏振分束器,同时与从参考臂照射回的参考光合成。合成后的光由偏振分束器分为两正交方向偏振的光束,分别照射到两正交方向偏振探测器。来自参考臂的光被均匀分开至两探测器。从样品臂返回的带有双折射信息的偏振光分别与两方向参考光进行干涉。解调后的信号提供了后向散射的光强和偏振信息,以得到样品双折射特性^[14]。

由 PS-FFOCT 系统探测过程可知,系统成像时的误差来自于系统的背景噪声。同时,系统中的众多偏振器件带来的相位延迟误差也会对成像结果造成影响。因此要通过背景噪声和光学偏振器件缺陷两个方面进行成像精度分析。其中,可能会影响光的相位相对延迟的器件为 1/4 波片、非偏振分束器、具有双折射性质的生物组织,将采用 Jones 矩阵表示光学元件偏振特性和被测样本的光学特性,并利用建立的系统参考臂与样品臂的 Jones 矩阵模型来探究偏振器件相位相对延迟误差对测量结果的影响。PS-FFOCT 系统通过测量样品的后向散射光,可以测量样品的深度分辨强度和偏振特性。在实验中主要考虑的是生物组织样品的线性双折射信息和样品的强度图像,即各向同性反射信息。

从图 1 可以看出,两个二维阵列相机分别用于测

量参考信号的水平偏振光和垂直方向的极化分量。在没有经过参考臂相位调制的情况下,CCD 的每个像素处光强度^[15]可以表示为

$$\begin{bmatrix} I^\perp \\ I^\parallel \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{I}^\perp + A \cos \varphi \cos \phi \\ \bar{I}^\parallel + A \sin \varphi \cos(\phi + 2\beta) \end{bmatrix}, \quad (1)$$

式中:干涉图像的振幅 $A = \sqrt{R_{\text{sam}} R_{\text{ref}}}$, R_{ref} 和 R_{sam} 分别是参考镜和样品的反射率; β 为双折射性质组织沿快轴与 S 方向的相位差; ϕ 为与生物组织轮廓有关的相位差; φ 为样品的双折射特性引起的相位延迟。

为了获得 φ 值,需要对参考信号进行调制,即将参考镜移动到四个位置。使用正弦信号对参考镜进行调制,表达式为

$$\overline{\phi_{\text{sam}} - \phi_{\text{ref}}} = \Psi \sin(\omega t + \theta), \quad (2)$$

式中: Ψ 为调制深度; θ 为初始相位。调制时需要使所移动的距离小于显微物镜的场深,否则会产生不同的干涉图像对比度。

正弦信号调制的强度的方程为

$$\begin{bmatrix} I^\perp \\ I^\parallel \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{I}^\perp + A \cos \varphi \cos[\phi + \Psi \sin(\omega t + \theta)] \\ \bar{I}^\parallel + A \sin \varphi \cos[\phi + 2\beta + \Psi \sin(\omega t + \theta)] \end{bmatrix}. \quad (3)$$

收集到的信号为在四个调制位置信号的积累,在一个调制周期内的积分,则图像信号强度可表示为

$$\begin{bmatrix} E_k^\perp \\ E_k^\parallel \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \int_{(k-1)T/4}^{kT/4} \{ \bar{I}^\perp + A \cos \varphi \cos[\phi + \Psi \sin(\omega t + \theta)] \} dt \\ \int_{(k-1)T/4}^{kT/4} \{ \bar{I}^\parallel + A \sin \varphi \cos[\phi + 2\beta + \Psi \sin(\omega t + \theta)] \} dt \end{bmatrix}, \quad (4)$$

式中: $k = 1, 2, 3, 4$ 代表信号的四个调制位置; T 为一个调制周期。

将正弦调制一个周期内四个时期的累积建立成四个线性方程,表达式为

$$\begin{cases} \Sigma_s^\perp = -E_1^\perp + E_2^\perp + E_3^\perp - E_4^\perp = (4T/\pi) \Gamma_s A \cos \varphi \sin \phi \\ \Sigma_c^\perp = -E_1^\perp + E_2^\perp - E_3^\perp + E_4^\perp = (4T/\pi) \Gamma_c A \cos \varphi \cos \phi \\ \Sigma_s^\parallel = -E_1^\parallel + E_2^\parallel + E_3^\parallel - E_4^\parallel = (4T/\pi) \Gamma_s A \sin \varphi \sin(\phi + 2\beta) \\ \Sigma_c^\parallel = -E_1^\parallel + E_2^\parallel - E_3^\parallel + E_4^\parallel = (4T/\pi) \Gamma_c A \sin \varphi \cos(\phi + 2\beta) \end{cases}, \quad (5)$$

其中

$$\begin{cases} \Gamma_s = \sum_{n=0}^{+\infty} (-1)^n \frac{J_{2n+1}(\Psi)}{2n+1} \sin[(2n+1)\theta] \\ \Gamma_c = \sum_{n=0}^{+\infty} \frac{J_{4n+2}(\Psi)}{2n+1} \sin[2(2n+1)\theta] \end{cases}. \quad (6)$$

由此,理论上可以通过式(5)获得干涉强度 A 、相位延迟 φ 和双折射性质组织的快轴方向。双折射性质相位延迟的表达式为

$$\tan^2 \varphi = \frac{(\Sigma_s^\perp)^2 + (\Sigma_c^\perp)^2}{(\Sigma_s^\parallel)^2 + (\Sigma_c^\parallel)^2}. \quad (7)$$

FFOCT 系统的成像图像强度可表示为

$$S = (\Sigma_s^\parallel)^2 + (\Sigma_c^\parallel)^2 + (\Sigma_s^\perp)^2 + (\Sigma_c^\perp)^2 = \left[\left(\frac{4T}{\pi} \right) \Gamma A \right]^2, \quad (8)$$

式中: $\Gamma_s = \Gamma_c = \Gamma$ 。

2.2 PS-FFOCT 系统性能与分辨率

所搭建的 PS-FFOCT 系统如图 1 所示,主要由低相干光源卤钨灯、Linnik 干涉显微镜和偏振测量装置组成。实验系统的照明光源卤钨灯(HLX, Osram)的中心波长为 563 nm,带宽为 150 nm,功率为 150 W。从光源发出的光经过 Koehler 照明系统产生均匀视场照明。经线性偏振片(LP),光源发出的光沿水平方向

偏振。然后通过非偏振分束立方体(BS),光被平均分为两束,分别照射到参考臂和样品臂。将消色差 1/4 波片(AQWP1)以其慢轴与水平方向成 22.5° 放置。所以通过参考臂的光与偏振方向与水平方向成 45° 的偏振光返回,并被两个正交方向的偏振探测器均匀探测,以提供相等的参考光束功率。样品臂中的消色差 1/4 波片(AQWP2)的慢轴与水平方向成 45°,以在样品上提供圆偏振光进行照明。从样品反射回的光再次经过消色差 1/4 波片后,变为包含样品双折射信息的椭圆偏振态。样品的后向散射光与从参考臂反射回的光在非偏振分束立方体上叠加。叠加后的光经过非偏振分束器分为两个正交分量。随后,这两束偏振光同时由两个摄像头(MV1-D1024E-160 μ CL, Photofocus)捕获。CMOS 的像素矩阵大小为 1024 \times 1024。参考臂中通过调制器(PZT; AE0505D18F, Thorlabs)对参考镜进行正弦调制,以获得生物组织双折射信息和轮廓信息。

由于采用低相干光源,所以只有从介质中反射回的光与从参考臂反射镜反射回来的光的光程差在相干长度内才会发生干涉,其他层的信息都会被过滤掉,因此系统具有很高的纵向分辨率。层析图像的纵向精度 Δz 为光强随光束传播深度变化下的半峰全宽(FWHM)。PS-FFOCT 系统中的纵向分辨率取决于物镜的数值孔径和光源的时间相干长度。在所提系统中,样品臂中的物镜的数值孔径为 0.5。因此在数值孔径确定的条件下,系统的纵向精度主要由光源的参数决定:

$$\Delta z = \frac{2\sqrt{2} \ln 2}{n\pi} \times \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}, \quad (9)$$

式中: λ_0 为光源的中心波长,所提系统中其为 563 nm; $\Delta\lambda$ 为光源的频带宽度,所提系统中带宽为 157 nm; n 为介质的折射率。因此理论上的纵向分辨率 Δz 为 0.42 μ m。由式(9)可知,光源中心波长越短,带宽越窄,系统层析图像的轴向精度就越小,即精度越好。

经过实验测量,所提系统中的实际纵向分辨率为 2.4 μ m,比理论上的纵向分辨率大,这主要是样本像差影响的结果。为测量系统的实际纵向精度,将样品臂中的生物组织改为平面镜。经过正弦调制参考臂成像后,观察相机捕捉到的从平面反射镜图像中提取出的干涉包络线,结果如图 2 所示。根据图 2 可知,包络线的半峰全宽为 2.4 μ m,即可测得 PS-FFOCT 系统的实际纵向分辨率。

与传统的显微镜不同,OCT 系统的纵向分辨率和横向分辨率是相互独立的。PS-FFOCT 系统可以不进行任何横向扫描生成显微图像。其“全场”就是采用全视场照明,只进行一次全视场成像。光束照亮生物组织后,相机可直接拍摄 x - y 方向的二维图像。因此 PS-FFOCT 系统具有较高的横向分辨率。同时,由于采用低相干光提高纵向分辨率,而不使用低数值孔径物镜获得更大的焦深,因此可使用高数值孔径的显微

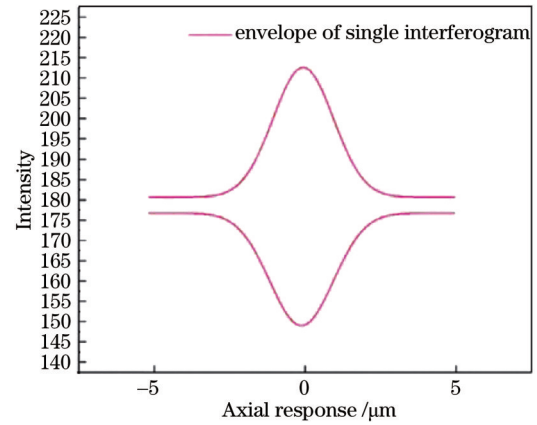


图 2 样品臂反射镜干涉包络线

Fig. 2 Intensity envelope of the interferogram from a mirror in the sample arm

物镜。

理论上系统的横向分辨率 Δz 取决于光源的衍射极限,由显微成像系统样品臂中物镜的有效波长和数值孔径决定:

$$\Delta z = \frac{0.5\lambda_0}{NA}, \quad (10)$$

式中:系统的中心波长 λ_0 为 563 nm,物镜的数值孔径(NA)是 0.5。所以,由式(10)可得横向分辨率的理论值为 0.56 μ m。通过测量,系统的实际横向分辨率为 0.87 μ m,这个结果是通过 1951 年美国空军分辨率测试图得到的,如图 3 所示。

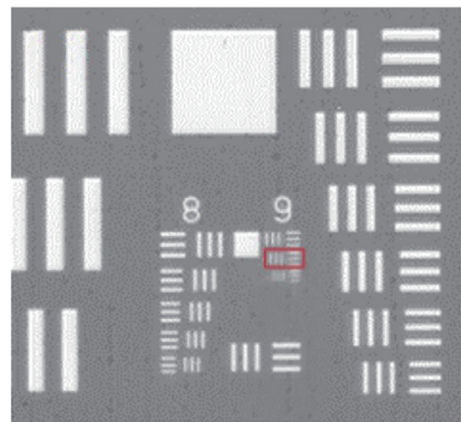


图 3 USAF1951 分辨率模板

Fig. 3 Image of USAF1951 resolution test chart

测得的横向分辨率为 0.87 μ m,比理论结果大。实际成像时,光学像差的不平衡使实验测得的实际分辨率降低。同时,参考臂和样品臂之间的失配也会导致分辨率降低。为了提高系统横向分辨率,FFOCT 系统在使用高数值孔径物镜时,会采用动态调焦技术,通过焦点的移动来获得较大的成像深度。

3 PS-FFOCT 系统的 Jones 矩阵模型

光波是一种电磁波。光的偏振状态分为线偏振、

圆偏振、椭圆偏振。选定固定空间直角坐标系 $O-XYZ$ 作为参考系, OZ 方向为光的传播方向, 则任何一种偏振光都可以表示为沿 x 轴和 y 轴的两个线偏振光的叠加^[16], 表达式为

$$\mathbf{E} = E_x \mathbf{x}_0 + E_y \mathbf{y}_0 = \mathbf{x}_0 a_1 \exp [i(\alpha_1 - \omega t)] + \mathbf{y}_0 a_2 \exp [i(\alpha_2 - \omega t)], \quad (11)$$

式中: a_2 和 a_1 为两个线偏振光的振幅; 相位差 $\delta = \alpha_2 - \alpha_1$ 。由此, 任一种偏振光的光矢量都可以表示为沿 x 轴和 y 轴的两个分量, 表达式为

$$\begin{cases} E_x = a_1 \exp [i(\alpha_1 - \omega t)] \\ E_y = a_2 \exp [i(\alpha_2 - \omega t)] \end{cases} \quad (12)$$

这两个分量的振幅比和相位差决定该偏振光的偏振态。省去式(12)中的公共相位因子 $\exp(i\omega t)$ 后, 可用复振幅将式(12)表示为

$$\begin{cases} E_x = a_1 \exp(i\alpha_1) \\ E_y = a_2 \exp(i\alpha_2) \end{cases}, \quad (13)$$

这列矩阵被称为 Jones 矢量, 记为

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 \exp(i\alpha_1) \\ a_2 \exp(i\alpha_2) \end{bmatrix}. \quad (14)$$

偏振光经过偏振介质或偏振光学元件后, 偏振态会发生变化。入射光的偏振态可表示为 $\mathbf{E}_i = \begin{bmatrix} A_1 \\ B_1 \end{bmatrix}$, 透射光的偏振态可表示为 $\mathbf{E}_t = \begin{bmatrix} A_2 \\ B_2 \end{bmatrix}$ 。偏振器件起 \mathbf{E}_i 到 \mathbf{E}_t 变换的作用。假定透射光的两个分量为入射光两个分量的线性组合:

$$\begin{cases} A_2 = g_{11} A_1 + g_{12} B_1 \\ B_2 = g_{21} A_1 + g_{22} B_1 \end{cases}, \quad (15)$$

式中: $g_{11}, g_{12}, g_{21}, g_{22}$ 为复常数。将式(15)写为矩阵形式:

$$\begin{bmatrix} A_2 \\ B_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} \\ g_{21} & g_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_1 \\ B_1 \end{bmatrix}. \quad (16)$$

将式(16)写为

$$\mathbf{E}_t = \mathbf{J} \mathbf{E}_i, \quad (17)$$

则

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} \\ g_{21} & g_{22} \end{bmatrix}. \quad (18)$$

矩阵 \mathbf{J} 即为该器件的 Jones 矩阵, 可以表示一个偏振器件的特性。

当偏振光依次通过 N 个偏振器件时, 且 Jones 矩阵分别为 $\mathbf{J}_1, \mathbf{J}_2, \dots, \mathbf{J}_N$, 则透射光的 Jones 矢量为

$$\mathbf{E}_t = \mathbf{J}_N \cdots \mathbf{J}_2 \mathbf{J}_1 \mathbf{E}_i. \quad (19)$$

即通过 Jones 矩阵可以计算出经过光学元件后光的偏振态。对于多个光学元件组成的线性光学系统, 也可以使用 Jones 矩阵运算获得系统的输出光偏振态。Jones 矩阵可以表示光学元件和样品的各向异性和偏振特性。

S 与 P 方向偏振器的 Jones 矩阵分别表示为

$$\mathbf{J}_s = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad (20)$$

$$\mathbf{J}_p = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (21)$$

1/4 波片 Jones 矩阵表示为

$$\mathbf{J}_Q = \exp(i\frac{\pi}{4}) \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -i \end{bmatrix}. \quad (22)$$

透光轴与 S 方向成 θ 角的偏振器的 Jones 矩阵表示为

$$\mathbf{J}_\theta = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}. \quad (23)$$

快轴与 S 方向夹角为 θ 的 1/4 波片的 Jones 矩阵表示为

$$\mathbf{J}_{Q_\theta} = \mathbf{J}_{-\theta} \mathbf{J}_Q \mathbf{J}_\theta = \exp(i\frac{\pi}{4}) \begin{bmatrix} \cos^2 \theta - i \sin^2 \theta & \cos \theta \sin [\theta(1+i)] \\ \cos \theta \sin [\theta(1+i)] & \sin^2 \theta - i \cos^2 \theta \end{bmatrix}. \quad (24)$$

当 $\theta = 45^\circ$ 时, 1/4 波片的 Jones 矩阵表示为

$$\mathbf{J}_{Q_{45}} = \frac{\sqrt{2}}{2} \begin{bmatrix} 1 & i \\ i & 1 \end{bmatrix}. \quad (25)$$

平面反射镜的 Jones 矩阵表示为

$$\mathbf{J}_R = r \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad (26)$$

式中: r 为反射镜的反射率。反射平板用于系统中的参考臂。样品臂中的生物组织要考虑双折射性质。

所以考虑双折射性质且反射率为 r 的组织的 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}_B = r \begin{bmatrix} \exp[-i(\frac{\phi_B}{2})] & 0 \\ 0 & \exp[+i(\frac{\phi_B}{2})] \end{bmatrix}, \quad (27)$$

式中: ϕ_B 为组织两轴间相位差, 与光穿过组织并反射带来的相位移有关, 并且与快轴和慢轴两方向折射率的差这一双折射特性有关。

具有双折射特性且快轴与 S 方向夹角为 β 的组织的 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}_{B_\beta} = r \times \begin{bmatrix} \cos^2 \beta \exp[-i(\frac{\phi_B}{2})] + & -i \sin 2\beta \sin \frac{\phi_B}{2} \\ \sin^2 \beta \exp[+i(\frac{\phi_B}{2})] & \cos^2 \beta \exp[+i(\frac{\phi_B}{2})] + \\ -i \sin 2\beta \sin \frac{\phi_B}{2} & \sin^2 \beta \exp[-i(\frac{\phi_B}{2})] \end{bmatrix}. \quad (28)$$

对于非偏振分束器, 如果其是一个理想的完全非

偏振组件,则使用其任何方向对准其他器件光轴都可以。但实际上,非偏振分束器总表现出一些偏振特性。例如透过非偏振分束器的线偏振光可能略微呈现椭圆偏振。但当入射光场与分束器界面上的入射界面完全平行或垂直,则其表现出非偏振特性。因此,将S方向定义为垂直非偏振分束器界面入射面的电场矢量方向。非偏振分束器 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}_{bsR} = r_{bs} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (29)$$

$$\mathbf{J}_{bsT} = t_{bs} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (30)$$

式中: r_{bs} 为非偏振分束器反射率; t_{bs} 为非偏振分束器透射率。将由非偏振分束器、1/4 波片、反射平板组成的参考臂的 Jones 矩阵表示为三偏振器件 Jones 矩阵相乘的形式:

$$\mathbf{J}_{ref} = \mathbf{J}_{bsT} \mathbf{J}_{Q_0} \mathbf{J}_R \mathbf{J}_{Q_0} \mathbf{J}_{bsR}, \quad (31)$$

$$\mathbf{J}_{ref} = \begin{bmatrix} \cos 2\theta & \sin 2\theta \\ \sin 2\theta & -\cos 2\theta \end{bmatrix} r_{bs} t_{bs} r_{ref} \exp(i\varphi_{ref}), \quad (32)$$

式中: φ_{ref} 为光来回经过参考臂所得到的相位移动,与参考反射平板表面轮廓和调制位置有关。

样品和参考镜分别固定在一个电动平移台上,升降台及样品进行步进传动。样品在电动平移台上升一个步长后,样品臂的光束照射到样品,可以穿过组织表面到达原照射横向位置。在这一深度位置上,参考臂通过调制器(PZT)对参考镜进行正弦调制,采集该深度的一组生物组织切片图像。光束照射进生物组织时,将生物组织双折射性质对光束的相位相对延迟的

影响记为矩阵(9),当光束反射回物镜时反向经过上层生物组织,记结果为矩阵(9)的转置矩阵:

$$\mathbf{J}_{B_j} = r \times \begin{bmatrix} \cos^2 \beta \exp\left[-i\left(\frac{\phi_B}{2}\right)\right] + & & -i \sin 2\beta \sin \frac{\phi_B}{2} \\ \sin^2 \beta \exp\left[+i\left(\frac{\phi_B}{2}\right)\right] & & \\ & & \cos^2 \beta \exp\left[+i\left(\frac{\phi_B}{2}\right)\right] + \\ -i \sin 2\beta \sin \frac{\phi_B}{2} & & \sin^2 \beta \exp\left[-i\left(\frac{\phi_B}{2}\right)\right] \end{bmatrix}. \quad (33)$$

再将由非偏振分束器、1/4 波片、生物组织组成的样品臂的 Jones 矩阵表示为三偏振器件 Jones 矩阵相乘的形式。需注意的是,真实组织是光学各向异性的,通常同时具有几种类型的偏振特性,如沿 x - y 轴的线性双折射和线性透射率,会对透过组织或经过组织而反射的光的偏振态产生影响,因此将生物组织类比为具有移动相位功能的偏振器件,并可用一定参数的 Jones 矩阵表示其偏振特性,与 1/4 波片等其他偏振器件类似,用 Jones 矩阵的形式来分析测量结果。那么样品臂的 Jones 矩阵表示为

$$\mathbf{J}_{sam} = \mathbf{J}_{bsR} \mathbf{J}_{Q_0} \mathbf{J}_{S_j} \mathbf{J}_{Q_0} \mathbf{J}_{bsT}. \quad (34)$$

当 1/4 波片快轴与 S 方向成 45° 角时,样品臂的 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}_{sam} = i \begin{bmatrix} -\sin \phi_B \exp(2i\beta) & \cos \phi_B \\ \cos \phi_B & \sin \phi_B \exp(-2i\beta) \end{bmatrix} t_{bs} b_{bs} r \exp(i\varphi_{sam}). \quad (35)$$

φ_{sam} 由光在空气介质中传播的距离和在生物组织中的传播深度决定,表示光在样品臂中来回传播一次得到的相位。偏振分束器出射的光束分别进入 S 方向与 P 方向偏振探测器。以 P 方向偏振探测为例。

P 方向偏振的光表示为

$$\mathbf{E}_P = \sqrt{I} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (36)$$

则 P 方向偏振探测器测得的振幅为

$$\mathbf{E}_{det}^{(P)} = \mathbf{J}_P (\mathbf{J}_{ref} + \mathbf{J}_{sam}) \mathbf{E}_P, \quad (37)$$

分别代入参考臂与样品臂的 Jones 矩阵,可得到

$$\mathbf{E}_{det}^{(P)} = \frac{\sqrt{I}}{2} \left[-r_{ref} \cos 2\theta \exp(i\varphi_{ref}) + i r_{sam} \sin \phi_B \exp(-2i\beta) \exp(i\varphi_{sam}) \right], \quad (38)$$

对应的强度为

$$\mathbf{I}_{det}^{(P)} = \frac{I}{4} \left[r_{ref}^2 \cos^2 2\theta + r_{sam}^2 \sin^2 \phi_B + 2 r_{ref} r_{sam} \cos 2\theta \sin \phi_B \sin(\varphi - 2\beta) \right], \quad (39)$$

式中: φ 为参考臂与样品臂光束相位差。设 $\varphi(x, y) = \overline{\varphi_{sam} - \varphi_{ref}} + \varphi_z(x, y)$ 表示与生物组织轮廓有关的相位差参数。

同理 S 方向偏振探测器测得的振幅为

$$\mathbf{E}_{det}^{(S)} = \frac{\sqrt{I}}{2} \left[r_{ref} \sin 2\theta \exp(i\varphi_{ref}) + i r_{sam} \cos \phi_B \exp(i\varphi_{sam}) \right], \quad (40)$$

对应的强度为

$$\mathbf{I}_{det}^{(S)} = \frac{I}{4} \left[r_{ref}^2 \sin^2 2\theta + r_{sam}^2 \cos^2 \phi_B + 2 r_{ref} r_{sam} \sin 2\theta \cos \phi_B \sin \varphi \right]. \quad (41)$$

为了得到组织的双折射信息,将式(39)和式(41)

写为

$$\mathbf{I}_{det}^{(P)} = \mathbf{I}_0^{(P)} + \mathbf{A}^{(P)} \cos(\overline{\varphi_{sam} - \varphi_{ref}}) + \mathbf{B}^{(P)} \sin(\overline{\varphi_{sam} - \varphi_{ref}}), \quad (42)$$

$$\mathbf{I}_{det}^{(S)} = \mathbf{I}_0^{(S)} + \mathbf{A}^{(S)} \cos(\overline{\varphi_{sam} - \varphi_{ref}}) + \mathbf{B}^{(S)} \sin(\overline{\varphi_{sam} - \varphi_{ref}}), \quad (43)$$

其中,

$$\begin{cases} \mathbf{I}_0^{(P)} = \frac{I}{4} \left[(r_{\text{ref}} \cos 2\theta)^2 + (r_{\text{sam}} \sin \phi_B)^2 \right] \\ \mathbf{A}^{(P)} = \frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos 2\theta \sin \phi_B \sin(\phi_z - 2\beta) \\ \mathbf{B}^{(P)} = \frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos 2\theta \sin \phi_B \cos(\phi_z - 2\beta) \\ \mathbf{I}_0^{(S)} = \frac{I}{4} \left[(r_{\text{ref}} \sin 2\theta)^2 + (r_{\text{sam}} \cos \phi_B)^2 \right] \\ \mathbf{A}^{(S)} = -\frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \sin 2\theta \cos \phi_B \sin \phi_z \\ \mathbf{B}^{(S)} = -\frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \sin 2\theta \cos \phi_B \cos \phi_z \end{cases} \quad (44)$$

如已知上述 $\mathbf{A}^{(P)}, \mathbf{B}^{(P)}, \mathbf{A}^{(S)}, \mathbf{B}^{(S)}$ 四个参数, 可从强度中得到组织双折射性质信息^[17], 得到的方程式为

$$\tan^2 \phi_B \tan^2(2\theta) = \frac{\mathbf{A}^{(P)2} + \mathbf{B}^{(P)2}}{\mathbf{A}^{(S)2} + \mathbf{B}^{(S)2}} \quad (45)$$

与生物组织轮廓有关系的 ϕ_z 的表达式为

$$\tan \phi_z = \frac{\mathbf{A}^{(S)}}{\mathbf{B}^{(S)}} \quad (46)$$

得出双折射方向角度 β 的表达式为

$$\tan(2\beta) = \frac{\mathbf{A}^{(S)} \mathbf{B}^{(P)} - \mathbf{A}^{(P)} \mathbf{B}^{(S)}}{\mathbf{B}^{(S)} \mathbf{B}^{(P)} + \mathbf{A}^{(S)} \mathbf{A}^{(P)}} \quad (47)$$

4 偏振元件误差对测量精度的影响

双折射 OCT 系统误差出现的原因之一是系统中偏振器和波片组合的消光比。实际的偏振器件往往不

是理想的, 如自然光透过起偏器后得到的不是完全的线偏振光, 而是部分偏振光。即使两个偏振器件的透光轴是相互垂直的, 透过的光强也可能不为零。因此在探究影响系统测量双折射精度的因素时, 主要考虑系统中偏振器件的缺陷, 这些缺陷会影响通过 OCT 系统的光的偏振状态。如果穿过样品臂的光的偏振态分布并不是理想器件情况下偏振态分布, 则偏振探测器分别探测到的 S 和 P 方向偏振的偏振光量也会受影响, 从而造成测量误差。

波片可使光矢量相互垂直的两线偏振光产生相位相对延迟, 从而改变两束光叠加后的偏振态。1/4 波片产生的光程差为 $\Delta = |n_o - n_e|d = \left(m + \frac{1}{4}\right)\lambda$, 其中 m 为整数。当入射的线偏振光的光矢量与波片快轴或慢轴成 $\pm 45^\circ$ 角时, 得到圆偏振光。由于实际 1/4 波片不是理想的, 所带来的相位差也不是理论上的 $\pi/2$, 而是在 $\pi/2$ 基础上有一定误差, 假设为 δ 。仍利用 Jones 矩阵表示各偏振器件, 在表示 1/4 波片的 Jones 矩阵中加入误差相位 δ , 再计算参考臂与样品臂 Jones 矩阵, 并与将 1/4 波片视为理想器件时的两臂 Jones 矩阵进行对照分析, 可得出相位误差 δ 对光偏振态的影响情况。

考虑相位误差的 1/4 波片 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}'_Q = \exp\left(i\frac{\pi}{4}\right) \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i\exp(-i\delta) \end{bmatrix}, \quad (48)$$

式中: 上标“'”表示此矩阵为带有误差的矩阵。快轴与 x 轴夹角为 θ 的 1/4 波片的 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}_{Q,\delta} \mathbf{J}_{-\theta} \mathbf{J}'_Q \mathbf{J}_\theta = \exp\left(i\frac{\pi}{4}\right) \begin{bmatrix} \cos^2\theta - i\sin^2\theta \exp(-i\delta) & \sin\theta \cos\theta [1 + i\exp(-i\delta)] \\ \sin\theta \cos\theta [1 + i\exp(-i\delta)] & \sin^2\theta - i\cos^2\theta \exp(-i\delta) \end{bmatrix} \quad (49)$$

那么此时参考臂 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}'_{\text{ref}} = \mathbf{J}_{\text{bsT}} \mathbf{J}'_{Q_s} \mathbf{J}_R \mathbf{J}'_{Q_r} \mathbf{J}_{\text{bsR}}, \quad (50)$$

$$\mathbf{J}'_{\text{ref}} = \begin{bmatrix} \cos^2\theta - \sin^2\theta \exp(-2i\delta) & \sin\theta \cos\theta [1 + \exp(-2i\delta)] \\ \sin\theta \cos\theta [1 + \exp(-2i\delta)] & \sin^2\theta - \cos^2\theta \exp(-2i\delta) \end{bmatrix} \cdot r_{\text{bs}} t_{\text{bs}} r_{\text{ref}} \exp(i\varphi_{\text{ref}}) \quad (51)$$

对式(51)与理想状态下参考臂 Jones 矩阵进行对比, 可以得到 1/4 波片相位误差对每个方向上的偏振都有影响, 但由于对每一方向上的影响不成比例, 因此此相位误差对光往返参考臂与样品臂后得到的相位的影响真实存在, 且对不同方向不平衡, 会引起偏振探测

器接收偏振光光量的误差。

此时样品臂 Jones 矩阵可表示为

$$\mathbf{J}'_{\text{sam}} = \mathbf{J}_{\text{bsR}} \mathbf{J}'_{Q_s} \mathbf{J}_{S_p} \mathbf{J}'_{Q_s} \mathbf{J}_{\text{bsT}} \quad (52)$$

同样假设 1/4 波片与 S 方向成 45° 夹角, 则样品臂 Jones 矩阵可以表示为

$$\mathbf{J}'_{\text{sam}} = i \begin{bmatrix} -\sin\phi_B \cos 2\beta & \cos\phi_B \\ -i\sin\phi_B \sin 2\beta \exp(-i\delta) & \sin\phi_B \cos 2\beta \\ \cos\phi_B & -i\sin\phi_B \sin 2\beta \exp(-i\delta) \end{bmatrix} \cdot r_{\text{bs}} t_{\text{bs}} r \exp(i\varphi_{\text{sam}}) \quad (53)$$

对式(53) Jones 矩阵表达形式与理想情况下样品臂 Jones 矩阵进行对比, 可得相位误差 δ 给样品臂带来

合成偏振态时不同偏振方向光量的比值, 这恰会造成偏振探测器探测偏振光时的误差, 进而影响测量结果。

由偏振分束器出射的光束分别进入 S 方向与 P 方向偏振探测器。以 P 方向偏振探测为例。

P 方向偏振的光表示为

$$\mathbf{E}_P = \sqrt{I} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (54)$$

则 P 方向偏振探测器测得的振幅为

$$\mathbf{E}_{\text{det}}^{(P)} = \mathbf{J}_P (\mathbf{J}'_{\text{ref}} + \mathbf{J}'_{\text{sam}}) \mathbf{E}_P. \quad (55)$$

分别代入参考臂与样品臂 Jones 矩阵, 可得到

$$\mathbf{E}_{\text{det}}^{(P)'} = \frac{\sqrt{I}}{2} \text{isin } \phi_B [\cos 2\beta - \text{isin } 2\beta \exp(-i\delta)] r_{\text{sam}} \exp(i\varphi_{\text{sam}}) + \frac{\sqrt{I}}{2} [\sin^2 \theta - \cos^2 \theta \exp(-2i\delta)] r_{\text{ref}} \exp(i\varphi_{\text{ref}}). \quad (56)$$

得到的强度为

$$\mathbf{I}_{\text{det}}^{(P)'} = \frac{I}{4} \left\{ \sin^2 \phi_B [\cos 2\beta - \text{isin } 2\beta \exp(-i\delta)]^2 r_{\text{sam}}^2 + [\cos^2 \theta \exp(-2i\delta) - \sin^2 \theta]^2 r_{\text{ref}}^2 + 2 \sin \phi_B r_{\text{sam}} r_{\text{ref}} \cos 2\theta \sin(\varphi - 2\beta) \right\} - \frac{I}{4} \left\{ 2 \sin \phi_B r_{\text{sam}} r_{\text{ref}} \left\{ \cos^2 \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \times [\cos 2\beta - \text{isin } 2\beta \exp(-i\delta)] - \text{isin } 2\beta \cos 2\theta [1 - \exp(-i\delta)] \right\} \sin \varphi \right\}. \quad (57)$$

同理得到 S 方向偏振探测器测得的振幅为

$$\mathbf{E}_{\text{det}}^{(S)'} = \frac{\sqrt{I}}{2} \left\{ r_{\text{ref}} \sin \theta \cos \theta [1 + \exp(-2i\delta)] \exp(i\varphi_{\text{ref}}) + i r_{\text{sam}} \cos \phi_B \exp(i\varphi_{\text{sam}}) \right\}. \quad (58)$$

S 方向偏振探测器测得的光强为

$$\mathbf{I}_{\text{det}}^{(S)'} = \frac{I}{4} \left\{ \left[\sin \theta \cos \theta [1 + \exp(-2i\delta)] \right]^2 r_{\text{ref}}^2 + \cos^2 \phi_B r_{\text{sam}}^2 - 2 r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \sin 2\theta \cos \phi_B \sin \varphi \right\} + \frac{I}{4} \left\{ 2 r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos \phi_B \sin \theta \cos \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \sin \varphi \right\}. \quad (59)$$

将式(59)中的相位转化为与生物组织轮廓有关的参数, 得到

$$\mathbf{I}_{\text{det}}^{(P)'} = \mathbf{I}_0^{(P)'} + \mathbf{A}^{(P)} \cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{B}^{(P)} \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \frac{I}{2} \sin \phi_B r_{\text{sam}} r_{\text{ref}} \left\{ \cos^2 \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \times [\cos 2\beta - \text{isin } 2\beta \exp(-i\delta)] - \text{isin } 2\beta \cos 2\theta [1 - \exp(-i\delta)] \right\} \times [\cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) \sin \phi_z + \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) \cos \phi_z], \quad (60)$$

$$\mathbf{I}_{\text{det}}^{(S)'} = \mathbf{I}_0^{(S)'} + \mathbf{A}^{(S)} \cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{B}^{(S)} \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos \phi_B \sin \theta \cos \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \times [\cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) \sin \phi_z + \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) \cos \phi_z], \quad (61)$$

即

$$\mathbf{I}_{\text{det}}^{(P)'} = \mathbf{I}_0^{(P)'} + \mathbf{A}^{(P)} \cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{B}^{(P)} \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{C}^{(P)} \cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{D}^{(P)} \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}), \quad (62)$$

$$\mathbf{I}_{\text{det}}^{(S)'} = \mathbf{I}_0^{(S)'} + \mathbf{A}^{(S)} \cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{B}^{(S)} \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{C}^{(S)} \cos(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}) + \mathbf{D}^{(S)} \sin(\overline{\varphi_{\text{sam}} - \varphi_{\text{ref}}}), \quad (63)$$

其中

$$\left\{ \begin{array}{l} \mathbf{I}_0^{(P)'} = \frac{I}{4} \left\{ \left[r_{\text{ref}} [\sin^2 \theta - \cos^2 \theta \exp(-2i\delta)] \right]^2 + \left[r_{\text{sam}} \sin \phi_B [\cos 2\beta - \text{isin } 2\beta \exp(-i\delta)] \right]^2 \right\} \\ \mathbf{A}^{(P)} = \frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos 2\theta \sin \phi_B \sin(\phi_z - 2\beta) \\ \mathbf{B}^{(P)} = \frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos 2\theta \sin \phi_B \cos(\phi_z - 2\beta) \\ \mathbf{C}^{(P)} = -\frac{I}{2} \sin \phi_B r_{\text{sam}} r_{\text{ref}} \left\{ \cos^2 \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \times [\cos 2\beta - \text{isin } 2\beta \exp(-i\delta)] \right\} - \frac{I}{2} \left\{ \text{isin } 2\beta \cos 2\theta [1 - \exp(-i\delta)] \right\} \sin \phi_z \\ \mathbf{D}^{(P)} = -\frac{I}{2} \sin \phi_B r_{\text{sam}} r_{\text{ref}} \left\{ \cos^2 \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \times [\cos 2\beta - \text{isin } 2\beta \exp(-i\delta)] \right\} - \frac{I}{2} \left\{ \text{isin } 2\beta \cos 2\theta [1 - \exp(-i\delta)] \right\} \cos \phi_z \end{array} \right., \quad (64)$$

$$\begin{cases} I_0^{(S')} = \frac{I}{4} \left\{ \sin \theta \cos \theta [1 + \exp(-2i\delta)] r_{\text{ref}} \right\}^2 + (\cos \phi_B r_{\text{sam}})^2 \\ A^{(S)} = -\frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \sin 2\theta \cos \phi_B \sin \phi_z \\ B^{(S)} = -\frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \sin 2\theta \cos \phi_B \cos \phi_z \\ C^{(S)} = \frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos \phi_B \sin \theta \cos \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \sin \phi_z \\ D^{(S)} = \frac{I}{2} r_{\text{ref}} r_{\text{sam}} \cos \phi_B \sin \theta \cos \theta [1 - \exp(-2i\delta)] \cos \phi_z \end{cases} \quad (65)$$

由上文可知,若 $A^{(P)}, B^{(P)}, A^{(S)}, B^{(S)}$ 四个参数已知, 则可从光的强度信息中得到组织双折射性质信息。但由式(64)和式(65)可知,在考虑偏振元件 1/4 波片带来的误差后,系数 $A^{(P)}, B^{(P)}, A^{(S)}, B^{(S)}$ 均发生了改变, 分别加入误差带来的系数 $C^{(P)}, D^{(P)}, C^{(S)}, D^{(S)}$ 。此时计算双折射带来的相位延迟,可得到

$$\tan^2 \phi_B' \tan^2(2\theta) = \frac{(A^{(P)} + C^{(P)})^2 + (B^{(P)} + D^{(P)})^2}{(A^{(S)} + C^{(S)})^2 + (B^{(S)} + D^{(S)})^2} \quad (66)$$

与生物组织轮廓有关的 ϕ_z 为

$$\tan \phi_z' = \frac{A^{(S)} + C^{(S)}}{B^{(S)} + D^{(S)}} \quad (67)$$

双折射方向角度 β 为

$$\tan(2\beta') = \frac{(A^{(S)} + C^{(S)})(B^{(P)} + D^{(P)}) - (A^{(P)} + C^{(P)})(B^{(S)} + D^{(S)})}{(B^{(S)} + D^{(S)})(B^{(P)} + D^{(P)}) + (A^{(S)} + C^{(S)})(A^{(P)} + C^{(P)})} \quad (68)$$

由式(68)可知,S 方向偏振与 P 方向偏振中用于确定生物组织双折射性质的四个系数由于 1/4 波片带来的误差在探测时均发生了改变,S 与 P 方向上偏振的系数 A 均变为 $A + C$, 系数 B 均变为 $B + D$, 即将探测得的 $A + C$ 与 $B + D$ 当作原本的 A 与 B 参数, 这给通过正弦调制参考臂对组织双折射角度的测量带来误差。对生物组织的两轴之间的相位差进行计算的表达式为式(68)。

5 分析与讨论

由以上分析可见,在对组织两轴之间相位差 ϕ_B 的测量中,误差 δ 分布于 $\tan \phi_B$ 的每一项系数中。为直观观察引入误差 δ 对 $\tan \phi_B$ 的影响,采用 Matlab 软件对推导出的表达式进行拟合分析。无论是否有误差 δ 的影响,在计算 $\tan \phi_B$ 时,与生物组织轮廓有关的变量 ϕ_z 被约掉。同时,本文的目的为研究组织的快轴方向与 S 方向夹角 β 与误差角度 δ 对 ϕ_B 的影响规律。 $r_{\text{ref}}, r_{\text{sam}}$ 与 I 项对结果无影响,因此也被约掉。将 θ 设置为 22.5° 。模拟分析结果如图 4 和图 5 所示。

研究组织的快轴方向与 S 方向夹角 β 与误差 δ 对 $\tan \phi_B$ 测量结果的影响。由式(45)与式(66)对比可

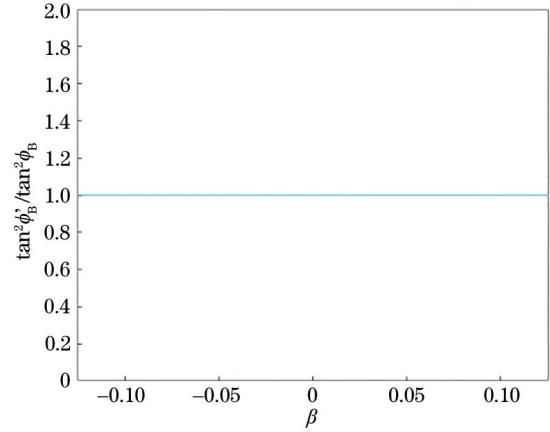


图 4 无误差时的 $\tan^2 \phi_B' / \tan^2 \phi_B$ 图像
Fig. 4 $\tan^2 \phi_B' / \tan^2 \phi_B$ image without error

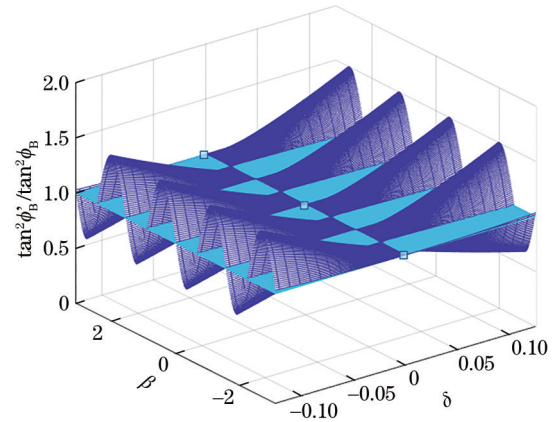


图 5 有误差时的 $\tan^2 \phi_B' / \tan^2 \phi_B$ 图像
Fig. 5 $\tan^2 \phi_B' / \tan^2 \phi_B$ image with error

知,式(66)为有误差时测得 $\tan^2 \phi_B'$ 的公式,计算时可从中提取出 $\tan^2 \phi_B$ 。提取后的剩余的系数即为误差给测量结果带来的影响大小。因此 z 轴坐标为 $\tan^2 \phi_B'$ 与 $\tan^2 \phi_B$ 的比值。当假设系统为理想模型时即无误差时,其比值为 1,如图 4 所示,可作为引入误差后比值变化的对照。图 5 为有误差时的 $\tan^2 \phi_B' / \tan^2 \phi_B$,其中平面为 $\delta=0$ 所对应的比值,其与 δ 取任意值时的比值进行对比。由图 5 可知,当误差 δ 为固定值时,误差带来的影响大小与 β 角度呈正弦规律。也就是说,1/4 波片误差对测量带来的影响的大小不只与误差角度本身有

关,该误差与组织快轴与 S 方向夹角 β 共同影响双折射测量精度。当 δ 为确定值时,当 β 为 $\frac{1}{4}\pi$ 的整数倍时,系统误差被消除。当 β 确定, δ 角度的符号不同时,对结果的影响的方向也相反。

6 结 论

与其他显微成像方法相比,FFOCT 系统具有几个明显的优点:首先,由于所用光源的低相干性,系统具有很高的纵向分辨率和探测灵敏度;其次,由于其可以穿透组织进行层析成像,因而将来有可能利用其实现非侵入性探测和诊疗;另外,基于 OCT 的成像方法不需要对样本进行标记,只需要对生物组织后向散射光或反射光进行探测就可以进行成像;并且,由于系统中可以使用高数值孔径的显微物镜,系统成像时具有很高的横向分辨率。搭建了一个 PS-FFOCT 系统,该系统实现的纵向分辨率为 $2.4\ \mu\text{m}$,横向分辨率为 $0.87\ \mu\text{m}$ 。建立了测量系统的 Jones 矩阵模型,然后利用该模型分析了系统中 $1/4$ 波片相位相对延迟误差对双折射参数测量精度的影响,并通过计算得出量化的误差表达式。因为 $1/4$ 波片的相位延迟误差是 PS-FFOCT 系统的误差的主要组成部分,所以对理想状态下与包含此误差的生物组织双折射表达式进行对比,就可以在实际实验时可以对 $1/4$ 波片造成的测量误差进行量化估计,进而将其消除。接着,用 Matlab 软件模拟分析了 $1/4$ 波片相位相对延迟误差对双折射信息测量精度的影响规律,结果表明:引入 $1/4$ 波片相位相对延迟误差后,该误差与组织的快轴方向与 S 方向夹角 β 共同影响双折射测量精度;当 δ 确定, β 为 $\frac{1}{4}\pi$ 的整数倍时, $1/4$ 波片误差可被消除,即生物组织的快轴与 S 方向为 $\frac{1}{4}\pi$ 时,双折射特性不受 $1/4$ 波片的误差和缺陷角度影响;当 $1/4$ 波片相位相对延迟误差 δ 为固定值时,其带来的对组织双折射测量精度影响的大小与 β 角度呈正弦规律。以上结论为 PS-FFOCT 系统的设计以及利用 PS-FFOCT 实现对生物组织双折射特性的精确测量打下基础。

参 考 文 献

- [1] 王昌明,高万荣.基于微米 SDOCT 的玻璃亚表面缺陷散射系数测量[J].光学学报,2021,41(7):0729001.
Wang C M, Gao W R. Measurement of scattering coefficient of glass subsurface defects based on micron SDOCT[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(7): 0729001.
- [2] 谢晨霞,高万荣,张越.基于 OCT 成像信号振幅差概率密度分布的图像散斑噪声抑制方法[J].中国激光,2020,47(12):1207004.
Xie C X, Gao W R, Zhang Y. Image speckle noise suppression method based on amplitude difference

probability density distribution of OCT imaging signal[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(12): 1207004.

- [3] 张玉荣,常颖,高万荣.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[J].光学学报,2019,39(12):1212007.
Zhang Y R, Chang Y, Gao W R. Effect of light polarization state on phase delay measurement induced by tissue birefringence in polarization-sensitive optical coherence tomography imaging system[J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(12): 1212007.
- [4] 孙亦晴,蒋昕怡,浦晔雯,等.基于多帧 B 扫描的对数强度的微分标准偏差算法[J].激光与光电子学进展,2019,56(23):231101.
Sun Y Q, Jiang X Y, Pu Y W, et al. Differential standard deviation algorithm based on logarithmic intensity of multi-frame B-scan[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2019, 56(23): 231101.
- [5] Leitgeb R, Hitzenberger C, Fercher A. Performance of Fourier domain vs time domain optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2003, 11(8): 889-894.
- [6] Beaufreire E, Boccara A C, Lebec M, et al. Full-field optical coherence microscopy[J]. Optics Letters, 1998, 23(4): 244-246.
- [7] Zheng J G, Chen T Y, Wang C M, et al. Label-free subcellular 3D live imaging of preimplantation mouse embryos with full-field optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2012, 17(7): 0705031.
- [8] Gao W R. Effects of temporal and spatial coherence on resolution in full-field optical coherence tomography[J]. Journal of Modern Optics, 2015, 62(21): 1764-1774.
- [9] Zhu Y, Gao W R, Zhou Y, et al. Rapid and high-resolution imaging of human liver specimens by full-field optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2015, 20(11): 116010.
- [10] 周亚文,高万荣,徐新宇.人体结肠与肾脏组织全场光学断层成像研究[J].中国激光,2018,45(6):0607002.
Zhou Y W, Gao W R, Xu X Y. Imaging of human kidney and colon tissues with full-field optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(6): 0607002.
- [11] Hee M R, Swanson E A, Fujimoto J G, et al. Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging[J]. Journal of the Optical Society of America B, 1992, 9(6): 903-908.
- [12] Cense B, Mujat M, Chen T C, et al. Polarization-sensitive spectral-domain optical coherence tomography using a single line scan camera[J]. Optics Express, 2007, 15(5): 2421-2431.
- [13] Moneron G, Boccara A C, Dubois A. Polarization-sensitive full-field optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2007, 32(14): 2058-2060.
- [14] Liu S Y, Gao W R. Depth-resolved imaging of intercellular structures of large intestine with polarization-sensitive FFOCT[J]. Optics and Lasers in Engineering, 2021, 137: 106395.

- [15] Moreau J, Lorient V, Boccara A C. Full-field birefringence imaging by thermal-light polarization-sensitive optical coherence tomography. II. instrument and results[J]. Applied Optics, 2003, 42(19): 3811-3818.
- [16] 梁铨廷. 物理光学[M]. 4 版. 北京: 电子工业出版社, 2012.
- Liang Q T. Physical optics[M]. 4th ed. Beijing: Publishing House of Electronics industry, 2012.
- [17] Moreau J, Lorient V, Boccara A C. Full-field birefringence imaging by thermal-light polarization-sensitive optical coherence tomography. I. theory[J]. Applied Optics, 2003, 42(19): 3800-3810.