

引用格式: WU Dongjin, GAO Wanrong, CHANG Ying. In Vivo Measurement for Depolarization Characteristic of Human Tissue Based on Polarization-sensitive Optical Coherence Tomography[J]. Acta Photonica Sinica, 2021, 50(12): 1217002

吴东瑾,高万荣,常颖. 基于偏振敏感光学相干层析术的人体组织退偏特性在体测量方法[J].光子学报,2021,50(12):1217002

基于偏振敏感光学相干层析术的人体组织退偏特性在体测量方法

吴东瑾,高万荣,常颖

(南京理工大学 电子工程与光电技术学院,南京 210094)

摘 要:报道了一种基于偏振敏感光学相干层析术的人体组织退偏特性在体测量方法。以人体手指指甲为样品,采用基于斯托克斯矢量的测量方法和基于宏观穆勒矩阵的测量方法,获得了指甲的不同退偏参数图像,并通过比较图像来衡量这两种方法的优劣。基于穆勒矩阵的方法获得的图像中,能明显区分出甲床结构,对比度高,但能显示出的结构较少。基于斯托克斯矢量的方法获得的图像中,不同偏振光在样品同一位置处获得的退偏均匀度值不同。选取 45° 偏振光计算其后向反射光的圆偏振度可以获得样品结构信息,包括指甲的甲板、甲床和甲基质下的真皮层。基于斯托克斯矢量法入射 45° 偏振光测量圆偏振度的方法计算量小,且提取出的结构信息最多,成像效果最好。

关键词:生物医学成像;偏振敏感光学相干层析术;斯托克斯矢量;穆勒矩阵;退偏

中图分类号:TN247

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20215012.1217002

In Vivo Measurement for Depolarization Characteristic of Human Tissue Based on Polarization-sensitive Optical Coherence Tomography

WU Dongjin, GAO Wanrong, CHANG Ying

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

Abstract: An in vivo method for measuring the depolarization characteristic of human tissues based on polarization-sensitive optical coherence tomography is proposed. Human finger nails are used as samples. Stokes vector and the macroscopic Mueller matrix measurement methods are adopted to obtain images of different depolarization parameters of nails. The advantages and disadvantages of these two methods are measured by comparing the images. In the images generated by the Mueller matrix-based method, the nail bed structure can be clearly distinguished. It has high contrast, but with showing less structure clearly. In the Stokes vector-based method, the depolarization uniformity values obtained by different irradiation polarized light at the same position are different. The 45° polarized light is selected to calculate the circular polarization of its backward reflected light which derives the structural information of the sample, including the nail plate, the nail bed and the dermis under the nail matrix. The circular polarization measurement method based on Stokes vector incident 45° polarized light has a small amount of calculation, and extracts the most structural information, and the imaging effect is the best.

Key words: Biomedical imaging; Polarization-sensitive optical coherence tomography; Stokes vector; Mueller matrix; Depolarization

基金项目:中央高校基本科研业务费专项资金(No.30920010003),国家自然科学基金(Nos.61275198,60978069)

第一作者:吴东瑾(1999—),女,硕士研究生,主要研究方向为偏振敏感光学相干层析术。Email:wudongjin1999@163.com

导师(通讯作者):高万荣(1958—),男,教授,博士,主要研究方向为生物医学成像。Email:wgao@njjust.edu

收稿日期:2021-05-14;录用日期:2021-07-28

<http://www.photon.ac.cn>

0 引言

退偏现象是光在介质中传播时由介质引起的光偏振态随机化现象。早在1967年,RENAU J等就注意到了退偏现象,他们将He-Ne激光入射到二十多种不同粗糙度的材料上,探测后向散射光,分析得出多次散射引起了退偏效应^[1]。退偏可以揭示介质的某些结构特性,因此退偏特性的测量和分析应用广泛。用椭圆偏振法测量退偏参数可以确定粒子的散射特性^[2];用偏振显微镜可从生物样品的偏振信息中提取出微观结构特性^[3];用偏振雷达测量到的线退偏比数值可以探测地球大气系统^[4]。同样,退偏特性可以应用在光学和生物医学交叉学科中。偏振敏感光学相干层析术(Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography, PS-OCT)是测量退偏相关参数的重要工具。

PS-OCT具有高的深度分辨率,可以获得多种偏振参数的光学断层图像,例如双折射和退偏参数图像^[5-7]。PS-OCT是光学相干层析术(Optical Coherence Tomography, OCT)的一种功能扩展,通过控制入射光的偏振状态来测量样品不同深度处的反射光。样品组织和光的相互作用可以改变后向散射光的偏振态,进而可以测量样品的偏振特性,包括双折射、二向色性和退偏特性等。退偏参数的测量有基于斯托克斯矢量(Stokes vector)、穆勒矩阵(Mueller matrix)等多种计算方法^[8-9]。

近年来,国外许多研究小组尝试建立退偏参数与生物组织结构的关系。例如,1999年,EVERETT M J发现,牙齿脱矿区域会显示出显著的退偏特性^[10]。2005年,在眼科应用中,PIRCHERL M等发现,虹膜和视网膜的色素上皮表现出了明显的退偏特性^[11]。2008年,LEE S W等认为通过测量退偏参数可以检查到子宫颈和肺中的上皮内瘤^[12]。2012年,BAUMANN B等通过定量分析,发现退偏参数可以高灵敏度地评估色素沉着不规则度,退偏效果越明显,视网膜黑色素浓度越高,这便于诊断视网膜是否黄斑病变^[13]。2019年,NARICE B F等发现通过测量宫颈组织的退偏程度可以推测自发性早产的可能性,以及在临床中退偏程度可以帮助研究宫颈重塑^[14]。2020年,TETSCHKE F等对牙釉质损伤程度与损伤区域退偏参数的数值进行拟合分析,结果显示这两者具有显著的相关性^[15]。同年,ZHOU X等发现,光滑的表面使光倾向于保持偏振状态,而粗糙表面形成的高度差会导致光的退偏,这对于检测皮肤表面粗糙的黑色素瘤具有巨大的帮助^[16]。但目前国内很少进行使用PS-OCT测量生物组织退偏特性的研究,也缺少退偏方法的优劣对比。基于斯托克斯矢量和穆勒矩阵测量退偏参数这两种方法,同样适用于区分其他生物样品的结构信息,如在眼科中可以区分角膜、晶状体和虹膜^[17],显示视网膜色素组织的精细结构^[18],在牙科中凸显牙釉质脱矿的区域,具有一定实用价值^[15,19]。

本文利用PS-OCT对人体指甲进行偏振成像,并将基于斯托克斯矢量分析结果与使用宏观穆勒矩阵分析结果进行对比,评估这两种方法的优缺点。

1 测量原理

1.1 基于斯托克斯矢量计算生物组织的退偏特性

退偏是一种生物组织内常见的偏振特性,退偏现象往往由光在介质中的多重散射引起,当前使用的偏振均匀度(Degree of Polarization Uniformity, DOPU)度量方法是通过探测生物样品组织内局部空间后向散射光偏振状态的变化来得到的。

琼斯矢量不能描述部分偏振光,因此琼斯矩阵不能描述退偏的过程。本文通过斯托克斯矢量来定量计算退偏。考虑采用双通道偏振敏感光电探测器,两个探测器分别测得的光复振幅为 \tilde{A}_H 、 \tilde{A}_V ,下标H、V分别表示水平、垂直探测通道。相应测得的光场可以用斯托克斯矢量表示为

$$S = \begin{pmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tilde{A}_H \tilde{A}_H^* + \tilde{A}_V \tilde{A}_V^* \\ \tilde{A}_H \tilde{A}_H^* - \tilde{A}_V \tilde{A}_V^* \\ \tilde{A}_H \tilde{A}_V^* + \tilde{A}_H^* \tilde{A}_V \\ i(\tilde{A}_H \tilde{A}_V^* - \tilde{A}_H^* \tilde{A}_V) \end{pmatrix} \quad (1)$$

式中, I 为水平探测通道和垂直探测通道的总光强, Q 为水平探测通道和垂直探测通道的光强差值, U 表示探

测到的光在 45° 偏振方向和 -45° 偏振方向上的光强差值, V 表示探测到的光的左旋圆偏振光强分量与右旋圆偏振光强分量差, * 表示共轭。

对偏振度 (Degree of Polarization, DOP)、线偏振度 (Degree of Linear Polarization, DOLP) 和圆偏振度 (Degree of Circular Polarization, DOCP) 定义为^[20]

$$D_{\text{dop}} = \frac{\sqrt{Q^2 + U^2 + V^2}}{I} \quad (2)$$

$$D_{\text{dolp}} = \frac{\sqrt{Q^2 + U^2}}{I} \quad (3)$$

$$D_{\text{docp}} = \frac{V}{I} \quad (4)$$

在通过 PS-OCT 获得的单个像素点中, 将式(1)中用 \tilde{A}_H, \tilde{A}_V 表示的斯托克斯矢量元素代入式(2), 由于 $I^2 = Q^2 + U^2 + V^2$, D_{dop} 始终等于 1, 可以认为该点处光波为完全偏振光, DOP 无法体现退偏效果。然而, 如果在分析中包括多个点, 将它们相应的斯托克斯矢量元素代入式(2)进行平均, 结果会低于 1, 体现了样品的退偏特性。因此使用一个平均窗口来计算偏振均匀度, 即

$$D_{\text{dopu}} = \frac{\sqrt{Q_m^2 + U_m^2 + V_m^2}}{I_m} \quad (5)$$

式中, 下标 m 表示该值是窗口内所有斯托克斯矢量的对应元素的平均值。在实际工作中使用了一个 3×3 像素的高斯滑动窗口。 D_{dopu} 的取值范围在 0 到 1 之间。当 $D_{\text{dopu}} = 0$ 时, 表示完全退偏; 当 $D_{\text{dopu}} = 1$ 时, 表示光仍然是完全偏振态。

1.2 基于穆勒矩阵计算生物组织的退偏特性

穆勒矩阵 M 是 4×4 的矩阵, 内部元素为 $m_{ij} (i, j = 0, 1, 2, 3)$ 。对于系统来说, 输入、输出光用斯托克斯矢量表示为 $S_{\text{in}}, S_{\text{out}}$, 它们的关系可以表示为

$$S_{\text{out}} = MS_{\text{in}} = \begin{pmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix} S_{\text{in}} \quad (6)$$

由于琼斯矢量只能描述完全偏振光, 而斯托克斯矢量除了可以描述完全偏振光, 还可以用来描述自然光和部分偏振光, 因此穆勒矩阵比琼斯矩阵更便于描述退偏效应。事实上穆勒矩阵能完备地表现样品、光学系统和偏振光相互作用后样品的偏振特性。穆勒矩阵内不同元素都表征不同的偏振特性^[21], 如图 1 所示。

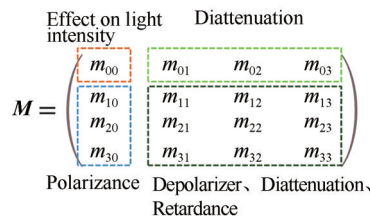


图 1 穆勒矩阵内不同元素的意义

Fig. 1 The significance of different elements within the Mueller matrix

由式(2)可以看出, DOP 可以写成 $D_{\text{dop}} = \frac{\sqrt{I^2 - (I^2 - Q^2 - U^2 - V^2)}}{I} = \sqrt{1 - F/I^2}$, 易得 DOP 与 $F = I^2 - Q^2 - U^2 - V^2$ 相关, 其中元素来自斯托克斯矢量 $S = (I, Q, U, V)^T$ 。遵循 GIL J J 和 BERNABEU E 的推导^[22], 定义 M_A 为样品的正向穆勒矩阵, M_B 为样品的反方向穆勒矩阵, M_B 可表示成 $M_B = DM_A^T D$, D 是一个对角矩阵, $D = \text{diag}(1, 1, 1, -1)$ 。假设对样品入射一系列完全偏振光 S_{pi} 和 $S_{\text{nr}} (i=1, 2, 3)$, 下标 p, n 分别表示入射方向是正向、反向, 即

$$\mathbf{S}_{p1} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{S}_{p2} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{S}_{p3} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}, \mathbf{S}_{n1} = \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{S}_{n2} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ -1 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{S}_{n3} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ -1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

则出射光的斯托克斯矢量为

$$\mathbf{S}'_{pi} = \mathbf{M}_A \mathbf{S}_{pi} \quad (8)$$

$$\mathbf{S}'_{ni} = \mathbf{M}_A \mathbf{S}_{ni} \quad (9)$$

将式(8)、(9)分别代入 $F = I^2 - Q^2 - U^2 - V^2$ 得

$$F'_{pi} = m_{00}^2 + m_{0i}^2 + 2m_{00}m_{0i} - \sum_{j=1}^3 (m_{j0}^2 + m_{ji}^2 + 2m_{j0}m_{ji}) \quad (10)$$

$$F'_{ni} = m_{00}^2 + m_{0i}^2 - 2m_{00}m_{0i} - \sum_{j=1}^3 (m_{j0}^2 + m_{ji}^2 - 2m_{j0}m_{ji}) \quad (11)$$

再将 F'_{pi} 、 F'_{ni} 加和平均, 计算得

$$F'_D = \frac{1}{6} \sum_{i=1}^3 (F'_{pi} + F'_{ni}) = m_{00}^2 + \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 m_{0i}^2 - \sum_{i=1}^3 m_{i0}^2 - \frac{1}{3} \sum_{i,j=1}^3 m_{ij}^2 \quad (12)$$

同理, 对于 B 方向, 入射完全偏振光 \mathbf{S}_{pi} 和 \mathbf{S}_{ni} ($i = 1, 2, 3$) 可得

$$\mathbf{S}''_{pi} = \mathbf{M}_B \mathbf{S}_{pi} \quad (13)$$

$$\mathbf{S}''_{ni} = \mathbf{M}_B \mathbf{S}_{ni} \quad (14)$$

类似地, 将式(13)、(14)分别代入 $F = I^2 - Q^2 - U^2 - V^2$ 得 F''_{pi} 和 F''_{ni} , 再加和平均得

$$F''_D = \frac{1}{6} \sum_{i=1}^3 (F''_{pi} + F''_{ni}) = m_{00}^2 + \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 m_{0i}^2 - \sum_{i=1}^3 m_{0i}^2 - \frac{1}{3} \sum_{i,j=1}^3 m_{ij}^2 \quad (15)$$

将 F''_D 与 F'_D 相加平均得到参数退偏因子 F_D , 即

$$F_D = \frac{1}{2} (F'_D + F''_D) = \frac{1}{3} [4m_{00}^2 - \Gamma^2(\mathbf{M}_A)] \quad (16)$$

$$0 \leq F_D \leq m_{00}^2 \quad (17)$$

式中, m_{00} 为样品对光的透过率, 当 F_D 值为 m_{00}^2 时, 表示完全退偏; 值为 0 时, 表示保持原偏振态。

$\Gamma(\mathbf{M}_A)$ 为 \mathbf{M}_A 的主对角线元素平方和的平方根, tr 指矩阵的迹

$$\Gamma(\mathbf{M}_A) = \Gamma(\mathbf{M}_B) = \sqrt{\text{tr}(\mathbf{M}_A^T \mathbf{M}_A)} = \sqrt{\sum_{i,j=0}^3 m_{ij}^2} \quad (18)$$

由式(18)可得

$$\Gamma(\mathbf{M}_A) = \sqrt{4m_{00}^2 - 3F_D} \quad (19)$$

因此 $\Gamma(\mathbf{M}_A)$ 包含了样品的退偏效果信息, 它的取值范围是

$$m_{00} \leq \Gamma(\mathbf{M}_A) \leq 4m_{00} \quad (20)$$

当 $\Gamma(\mathbf{M}_A)$ 为 m_{00} 时, 表示完全退偏; 为 $4m_{00}$ 时, 表示保持偏振态。

为了更便捷地衡量退偏效果, 对 $\Gamma(\mathbf{M}_A)$ 进行归一化, 即

$$DD = \sqrt{\frac{\Gamma(\mathbf{M}_A) - m_{00}^2}{3m_{00}^2}} \quad (21)$$

$$0 \leq DD \leq 1 \quad (22)$$

DD 可以作为基于穆勒矩阵的退偏参数, 以衡量生物组织的退偏特性。当其值为 0 时, 表示完全退偏; 为 1 时, 表示保持偏振态。

基于穆勒矩阵的退偏算法不依赖于入射光的偏振态和方位角, 其结果只取决于样品本身的穆勒矩阵。

2 实验系统和结果

为了验证和比较所提方法的可行性和准确性, 搭建了如图 2 所示的基于迈克尔逊干涉仪的 PS-OCT 成

像系统,光源为超辐射发光二极管(Super-Luminescent Diode, SLD)发出的宽带光源,其中心波长为840 nm,带宽为50 nm。光源发出的光经过偏振控制器产生偏振光,由单模光纤输入到 2×2 光纤耦合器中平均分为两束,再分别入射到参考臂和样本臂中。参考臂中的光经过准直镜变为平行光,入射到平面反射镜上,再反射回光纤耦合器。样品臂的光同样先经过准直镜准直,再由振镜反射到聚焦物镜上,入射到样品中。来自样品的后向散射光与反射回的参考光,在光纤耦合器处相遇并发生干涉。相干光经聚焦透镜入射到1200线/毫米的透射光栅上,再由消色差聚焦透镜聚焦。然后,偏振分束器将光分离成水平和垂直分量,由两个线扫描采集速率为70 kHz的CCD分别探测,探测到的数据由数据采集设备输入到计算机中,再进行计算和处理。

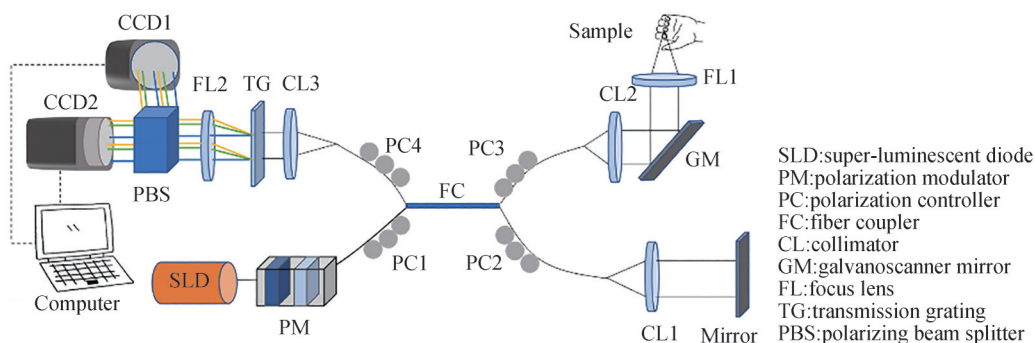


图2 偏振敏感光学相干层析系统示意图

Fig. 2 The polarization-sensitive optical coherence tomography system diagram

为了获得生物样品的穆勒矩阵,需要对至少四种入射偏振态进行测量来获得矩阵的全部元素值。实验系统使用偏振控制器(Polarization Modulator, PM)依次获得四种不同偏振态的入射光,分别是水平偏振光、垂直偏振光、 45° 线偏振光和圆偏振光。由于使用的波段缺少相应的机械式偏振控制器,采用了手动式偏振控制技术。这四种偏振态产生了足够的信息来完全确定样本的 4×4 穆勒矩阵的16个元素。这种方法的一个主要缺点是,由于OCT检测原理的相干性,它需要进行大量的连续测量,大大增加了测量时间^[23]。

对如图3(a)所示的健康人体的食指指甲根部进行采样,获得在不同入射偏振态下的样品信息,使用MATLAB编写相关算法程序,分析处理和计算有关数据,获得了指甲的强度图和不同偏振光入射的DOPU图像。

强度图像图3(b)显示了该皮肤区域的表皮和甲床结构,表皮位置如红色箭头所示,甲床位置如白色箭头所示。DOPU图像如图3(c)~(f)所示。受散斑噪声的影响,DOPU图像的部分细节,如层状结构的边界轮廓线条等会变得模糊,图像质量下降,实际实验中通过对同一位置测量得到的图像进行三次平均来抑制散斑噪声。

为了对比不同偏振态的光入射到样品上测得的DOPU参数,对各个图像沿深度方向计算多个A扫的平均DOPU值,获得深度曲线对比折线图图4。因为图3(d)~(e)在中间部分可以看出分层,因此选择对图3(c)~(f)中横轴上从左往右的第一个像素点进行平均。图4的横坐标表示深度,单位为 μm ,纵坐标表示样品在该深度处的DOPU值,无量纲。该图显示,在图像深度 $12 \mu\text{m}$ 的表皮处的DOPU值有一个明显的突变,四种入射偏振态都可以将表皮区分出来,表皮结构无法成为选择何种偏振态入射测量的依据,以下分析只考虑表皮下方的内部结构。

图4中特别关注了峰值的位置和大小,因为峰值意味着在该深度处的DOPU与相邻深度比有明显变化。如图中画圈处所示,不同偏振光产生的DOPU峰值位置接近,但各自的峰值数量、宽度范围都不同,因

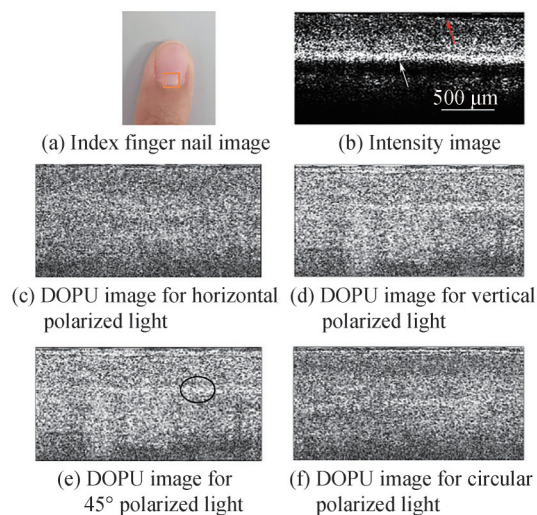


图3 人体食指指甲的强度和偏振均匀度光学断层图像

Fig. 3 Images of the intensity and DOPU of human index finger nail

此需要判断入射哪一种偏振态才能获得分层最明显的结果。

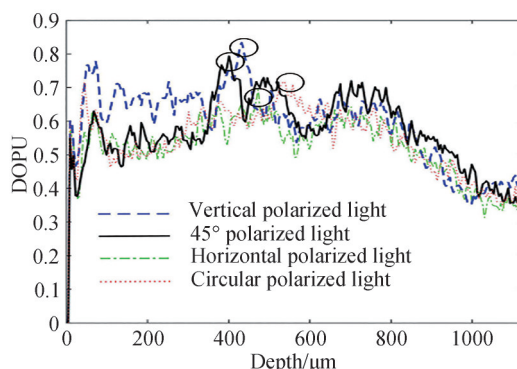


图4 不同偏振光的深度折线图像
Fig. 4 Depth polyline image of different polarized light

垂直偏振光入射时的最大DOPU峰值的深度范围为360~490 μm , 峰值为0.83, 在0~400 μm 深度, 垂直偏振光入射测得的DOPU值比其它三种偏振光的DOPU值高, 即垂直偏振光测量退偏的效果最不明显。水平偏振光的第一个DOPU峰值产生在深度472.5 μm 处, 为0.68, 第二个峰值产生在700 μm 处, 为0.66。45°偏振光的DOPU第一个峰值产生在400.5 μm 处, 为0.79, 第二个峰值在500 μm 处, 为0.72, 第三个峰值在690 μm 处, 为0.71。45°偏振光的峰值处DOPU值比对应深度水平偏振光的峰值DOPU值高, 且峰值数量更多, 峰值处像素与相邻像素的DOPU值变化更大, 因此45°偏振光入射的分层效果更好。圆偏振光的DOPU曲线仅存在一个峰值, 该峰值产生在540 μm 处, 为0.71, 其他深度处的DOPU值始终比较均匀, 因此圆偏振光入射时无法看出明显的分层, 这与不能从图3(f)中直观看出分层结构相符合。

经过以上讨论可知, 45°偏振光入射时可以分辨出三个DOPU峰值, 且此时对比度最高, 显示的结构更清晰明显。

对于具有各向同性退偏效应的样品组织, 测得的DOPU与入射光的偏振态和入射方位角无关。然而, 对于各向异性的样品组织, 测得的DOPU的值会随入射光的偏振态改变而变化。因此, 可以合理推测手指指甲的退偏效应对入射光偏振态依赖较大。同时不同偏振态的入射光引起的测量误差不同, 比如对于测量样品的相位延迟, 入射45°偏振光时误差最小^[24], 这也能解释为什么45°偏振光的实验结果最好。

为了比较斯托克斯矢量测量结果与宏观穆勒矩阵测量结果, 图5(a)给出了式(21)中衡量退偏程度的DD参数图像, 图5(b)和(c)为基于斯托克斯矢量获得的图像。选取了基于斯托克斯矢量测量结果中效果最好, 能看出多层结构的45°偏振光入射的图像与图5(a)进行比较。图6是图5(a)~(c)的深度折线图, 因为图5(c)左侧分层结构明显, 选择对图5(a)~(c)中横轴上从左往右的第60个像素点进行平均。

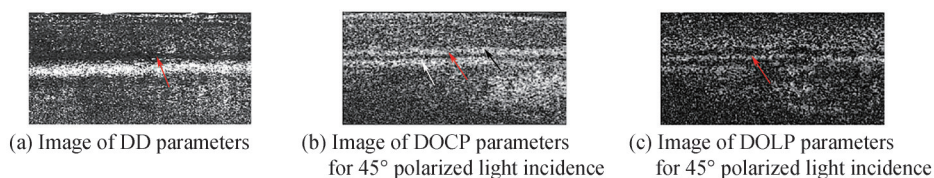


图5 基于斯托克斯矢量与基于宏观穆勒矩阵退偏参数层析图像

Fig. 5 Images of the depolarization parameters based on Stokes vector and the ones based on macroscopic Mueller matrix

图5(a)退偏参数DD图像的对比较高, 条纹清晰。从深度曲线图6上看, 在500 μm 处数值上升十分迅速, 产生了一个非常高的峰值, 可以明显的将500~600 μm 处与其它深度区分开, 该深度位置与其他资料^[25]吻合, 即图5中红色箭头所指处为甲床, 由多层表皮细胞组成。这种使用宏观穆勒矩阵计算退偏参数的算法, 不依赖于入射光的偏振态, 只和样品本身的偏振特性有关, 准确性比较高。从DOCP图像图5(b)中可以明显看出在深度400 μm 、500 μm 、700 μm 处样品退偏能力较差, 因此可以区分出三层结构, 分别由黑、红、白箭头指出, 其深度折线图图5(d)也证明了这一点。查阅资料^[26]判断其400 μm 处为甲板, 该层外观为突起的

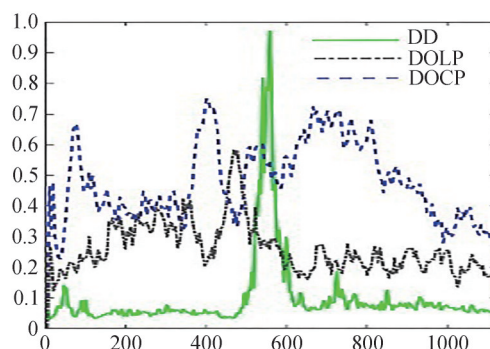


图6 45°偏振光不同退偏参数的深度折线图像
Fig. 6 Depth polyline image of 45° polarized light with different depolarization parameters

半透明板,由完全角质化的扁平细胞组成。在500 μm 处,其值突然升高,该处反应的信息与DD图像一样为甲床。在700~800 μm 处也有一个明显的层状结构,为甲基质下的真皮。DOLP图像图5(c)的深度曲线图在0~400 μm 和600~1 000 μm 深度处DOLP值呈现为一个均匀波动的状态,对比度低,只在500 μm 红色箭头处呈现了甲床的结构,成像效果较差。

相比于强度图3(b),描述退偏参数的图5(a)~(c)对比度明显更高,其中DOCP图像能区分出的结构层次最多,DOCP参数是基于斯托克斯矢量计算出来的,计算量小,测量时只要入射单一偏振态的光,成像便捷省时,无需做任何处理即可直观地观察到样品的退偏对比度图案,适合需要快速成像和区分样品结构的情况。DD参数图像能突出退偏效果最强的样品区域,并且只和样品自身的穆勒矩阵有关,但需要入射至少四种偏振态,计算量大,相对来说更繁琐。而且DD参数图像显示的结构层次数量不如DOCP参数图像丰富。由此判断使用基于斯托克斯矢量法测量DOCP生成的退偏参数图像成像质量更高,更适合用来区分样品结构、分析样品成分。

3 结论

本文阐述了PS-OCT测量生物组织退偏特性的理论,搭建了PS-OCT系统,对人体食指指甲进行了成像实验,对在不同入射偏振态下的光学断层结构和表示退偏的各个参数进行了测量,包括通过斯托克斯矢量获得的DOPU、DOLP、DOCP参数,和通过穆勒矩阵获得的DD参数。分别获得了DOPU、DOLP、DOCP、DD参数的图像,并比较分析它们的深度折线图,发现入射不同偏振态光时获得的DOPU图像不同,当45°偏振光入射时,成像效果最好,区分的结构最多,结构分层最为清晰,对比度高。在入射同一种偏振态的时候,DOCP参数比DOLP能区分的结构多。比较了基于斯托克斯矢量的DOCP、DOLP和基于穆勒矩阵的DD参数。基于斯托克斯矢量测量时只要入射单一偏振态的光,成像便捷,计算量小,能够显示出清晰的样品结构。DD参数图像能突出退偏效果最强的样品区域,但需要入射至少四种偏振态,计算量大,并且能区分的结构少。由此判断使用基于斯托克斯矢量法测量DOCP成像质量更高,更适合来区分样品结构、分析样品成分。这对于使用PS-OCT测量生物组织样品的退偏特性,并区分样品结构具有一定参考意义。

参考文献

- [1] RENAULT J, CHEO P K, COOPER H G. Depolarization of linearly polarized EM waves backscattered from rough metals and inhomogeneous dielectrics[J]. Journal of the Optical Society of America, 1967, 57(4): 459-466.
- [2] WILLIAMS M W. Depolarization and cross polarization in ellipsometry of rough surfaces[J]. Applied Optics, 1986, 25(20): 3616 - 3622.
- [3] WANG Ye, HE Honghui, ZENG Nan, et al. Polarized light microscopy based on mueller matrix and its applications on biomedical studies[J]. World Journal of Complex Medicine, 2015, 1(1): 74-78.
王晔,何宏辉,曾楠,等. 基于穆勒矩阵的偏振显微镜及其在生物医学领域的应用[J]. 世界复合医学, 2015, 1(1): 74-78.
- [4] WINKER D M, HUNT W H, MCGILL M J. Initial performance assessment of CALIOP[J]. Geophysical Research Letters, 2007, 34(19): L19803.
- [5] DING Z, LIANG C P, CHEN Y. Technology developments and biomedical applications of polarization-sensitive optical

- coherence tomography[J]. *Frontiers of Optoelectronics*, 2015, 8(2): 128-140.
- [6] BOER J, HITZENBERGER C K, YASUNO Y. Polarization sensitive optical coherence tomography—a review [Invited][J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(3):1838-1873.
- [7] BAUMANN B, ZOTTER S, PIRCHER M, et al. Spectral degree of polarization uniformity for polarization-sensitive OCT[J]. *Journal of Modern Optics*, 2015, 62(21):1758-1763.
- [8] CHUE-SANG J, BAI Y, STOFF S, et al. Use of combined polarization-sensitive optical coherence tomography and Mueller matrix imaging for the polarimetric characterization of excised biological tissue [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2016, 21(7):071109.
- [9] LIPPOK N, BRAAF B, VILLIGER M, et al. Quantitative depolarization measurements for fiber-based polarization-sensitive optical frequency domain imaging of the retinal pigment epithelium[J]. *Journal of Biophotonics*, 2019, 12(1): e201800156.
- [10] EVERETT M J, COLSTON B W, SATHYAM U S, et al. Noninvasive diagnosis of early caries with polarization-sensitive optical coherence tomography (PS-OCT)[C]. *The International Society for Optical Engineering*, 1999, 3593:177-182.
- [11] PIRCHER M, GOETZINGER E, MICHELS S, et al. Depolarization effects in human tissue investigated with transversal PS-OCT[C]. *Centre of Biomedical Engineering*, 2005, 5861: 119-123.
- [12] LEE S W, KANG J H, YOO J Y, et al. Quantification of scattering changes using polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2008, 13(5):054032.
- [13] BAUMANN B, BAUMANN S O, KONEGGER T, et al. Polarization sensitive optical coherence tomography of melanin provides intrinsic contrast based on depolarization[J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(7):1670-1683.
- [14] NARICE B F, ANUMBA D O, MATCHER S J, et al. Polarization-sensitive swept-source optical coherence tomography for investigating depth, birefringence, depolarization and orientation of collagen structure of human cervix tissue[C]. *Optical Coherence Tomography and Coherence Domain Optical Methods in Biomedicine XXIII*, San Francisco: The International Society for Optical Engineering, 2019:1-8.
- [15] TETSCHKE F, GOLDE J, ROSENAUER T, et al. Correlation between lesion progression and depolarization assessed by polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(8):2971.
- [16] ZHOU X, LOUIE D C, MALOUFI S, et al. Polarization sensitive optical coherence tomography for assessing skin roughness[C]. *Photonics in Dermatology and Plastic Surgery 2020*, San Francisco: Centre of Biomedical Engineering, 2020:1-7.
- [17] BAUMANN B, AUGUSTIN M, LICHTENEGGER A, et al. Polarization-sensitive optical coherence tomography imaging of the anterior mouse eye[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2018, 23(8):086005.
- [18] MAKITA S, HONG Y J, MIURA M, et al. Degree of polarization uniformity with high noise immunity using polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2014, 39(24):6783-6786.
- [19] GOLDE J, TETSCHKE F, WALTHER J, et al. Detection of carious lesions utilizing depolarization imaging by polarization sensitive optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2018, 23(7):071203.
- [20] JIAO S. Polarization-sensitive Mueller-matrix optical coherence tomography[D]. Texas: Texas A&M University, 2004.
- [21] WANG Yan. Research on Mueller matrix based on polarization detection[D]. Dalian: Liaoning Normal University, 2019: 21-22.
- 王妍. 基于偏振探测的穆勒矩阵研究[D]. 大连: 辽宁师范大学, 2019:21-22.
- [22] NORMAN L, MARTIN V, BRETT E B. Degree of polarization (uniformity) and depolarization index: unambiguous depolarization contrast for optical coherence tomography[J]. *Optics letters*, 2015, 40(17):3954-3957.
- [23] JIAO S, YAO G, WANG L V. Depth-resolved two-dimensional stokes vectors of backscattered light and mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2001, 39(34):6318-6324.
- [24] ZHANG Yurong, CHANG Ying, GAO Wanrong. Effect of light polarization state on phase delay measurement induced by tissue birefringence in polarization-sensitive optical coherence tomography imaging system[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2019, 39(12): 1212007.
- 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.
- [25] ORTEGA-QUIJANO N, MARVDASHTI T, BOWDEN A E. Enhanced depolarization contrast in polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2016, 41(10):2350-2353.
- [26] KRSTIC R V. Human Microscopic Anatomy[J]. *Nature*, 1968, 219(5157):982-983.