



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110742584 A
(43)申请公布日 2020.02.04

(21)申请号 201910955656.1

(22)申请日 2019.10.09

(71)申请人 南京沃福曼医疗科技有限公司
地址 210061 江苏省南京市高新区新锦湖
路3-1号中丹生态生命科学产业园二
期E座10楼

(72)发明人 陈韵岱 田峰 黄进宇 周亮
匡皓 陶魁园 刘东亚

(74)专利代理机构 南京天华专利代理有限责任
公司 32218
代理人 瞿网兰 夏平

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
G01N 21/23(2006.01)

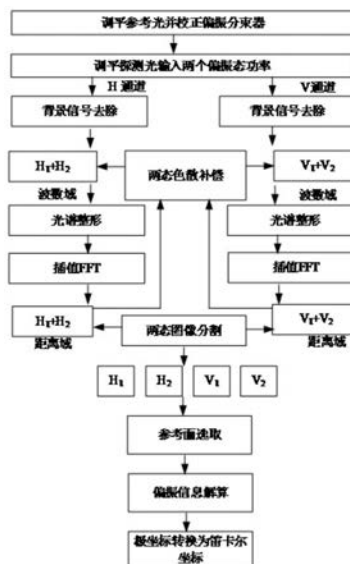
权利要求书5页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调
方法用偏振解算方法

(57)摘要

一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调
方法用偏振解算方法,其特征是将导管PS-OCT成
像系统得到的测量琼斯矩阵转换成穆勒矩阵,再
对穆勒矩阵进行乘法分解,得到相位延迟矩阵,
利用相位延迟矩阵的迹计算出组织双折射的相
位延迟,实现组织双折射成像。本发明相比于现
有的琼斯矩阵法具有速度快,干扰小,准确率高
的优点。



1. 一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法用偏振解算方法,其特征是将导管PS-OCT成像系统得到的测量琼斯矩阵转换成穆勒矩阵,再对穆勒矩阵进行乘法分解,得到相位延迟矩阵,利用相位延迟矩阵的迹计算出组织双折射的相位延迟,实现组织双折射成像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征是它包括以下步骤:

首先,将系统输出的四个电场分量定义为琼斯矩阵形式:

$$J = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \quad (2-6)$$

其次,进行琼斯矩阵和穆勒矩阵的转换,转换关系为:

$$M = U(J \otimes J^*)U^{-1} \quad (2-7)$$

其中 \otimes 表示克罗内克积,U表示变换矩阵:

$$U = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \quad (2-8)$$

根据琼斯矩阵和穆勒矩阵的转换关系,将系统输出的测量琼斯矩阵J变换成测量穆勒矩阵 Q_z :

$$Q_z = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{i\varphi} \end{bmatrix} \otimes \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{-i\varphi} \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -i \\ 0 & 0 & 1 & i \\ 1 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2-9)$$

第三,对测量穆勒矩阵 Q_z 的元素做欧拉变换,可得:

$$Q_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-10)$$

任取单个A-Scan,假设该条A-Line上的参考点在样品中深度为z,则在z处的测量所得的参考穆勒矩阵 Q_{zref} 可以表示为:

$$Q_{zref} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

数据采集卡在偏振分集处测量到电信号,是由H通道和V通道的平衡光电探测器经过光电转换输出的,将采集到的电信号分别经过背景噪声去除、双态数值色散补偿、光谱整形滤波和傅里叶插值变换和得到H通道和V通道在z域上的两组信号 H_1+H_2 和 V_1+V_2 ,经过图像分割得到 H_1, H_2, V_1, V_2 个电场信号,构成四个偏振态;以单个A-Line为例,构建成像系统在样品深

度为 z 位置处得到的测量琼斯矩阵 $J(z)$ 为:

$$J(z) = \begin{bmatrix} H_1(z) & H_2(z) \\ V_1(z) & V_2(z) \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

假设该条A-Line上的参考点在样品深度为 z_{ref} 位置处,其对应的参考琼斯矩阵 $J(z_{ref})$ 为:

$$J(z_{ref}) = \begin{bmatrix} H_1(z_{ref}) & H_2(z_{ref}) \\ V_1(z_{ref}) & V_2(z_{ref}) \end{bmatrix} \quad (2-13)$$

其中,对于导管PS-OCT成像系统而言,在解算生物组织的偏振信息时,参考面选择导管的外表面或样品前表面,利用公式(2-7)和公式(2-8)将测量琼斯矩阵 $J(z)$ 和参考琼斯矩阵 $J(z_{ref})$ 转换成测量穆勒矩阵 $S(z)$ 和参考穆勒矩阵 $S(z_{ref})$;

设 M_{ST} 是生物组织或样品的往返传输矩阵, M_{in} 和 M_{out} 分别表示系统光路的穆勒矩阵,在偏振分集处测量到的样品参考面位置处的参考穆勒矩阵 $S(z_{ref})$ 表示为:

$$S(z_{ref}) = Q_{z_{ref}} M_{out} M_{in} Q_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-14)$$

在偏振分集处测量到的样品 z 位置处的测量穆勒矩阵 $S(z)$ 表示为:

$$S(z) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{ST}(z) M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-15)$$

将 $S(z_{ref})$ 和 $S(z)$ 做乘法运算,消除导管在高速旋转时对组织双折射的相位影响,重新整理公式(2-14)和公式(2-15),得到生物组织或样品在深度为 z 的测量穆勒矩阵 $M(z_{ref}, z)$:

$$\begin{aligned} M(z_{ref}, z) &= S(z) S(z_{ref})^{-1} \\ &= Q_{z_{ref}} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} Q_{z_{ref}}^{-1} \\ &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix}^{-1} \end{aligned} \quad (2-16)$$

为了构建 $M(z_{ref}, z)$ 与 $M_{S,T}$ 为一对相似矩阵,则需要满足 $Q_{z_{ref}} M_{out}$ 必须为可逆矩阵,但如果 $Q_{z_{ref}} M_{out}$ 包含退偏振效应和二向衰减效应,则相似矩阵的条件不成立;实际上,参考穆勒矩阵 $Q_{z_{ref}}$ 为酉矩阵,但在导管PS-OCT成像系统中导管中光纤高速旋转必然带来较强的退偏振效应和二向衰减效应,所以 M_{out} 中也必然包含退偏振效应和二向衰减效应,则需要通过矩阵分解的方法来消除系统光路中的退偏振效应和二向衰减效应;

对于SMM偏振解算方法的另一个重要环节是通过矩阵分解消除退偏振效应和二向衰减效应,进而得到测量相位延迟穆勒矩阵,计算生物组织或样品的相位延迟,实现组织双折射

成像。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征是所述的穆勒矩阵的分解方法是利用L-C穆勒矩阵分解法得到测量穆勒矩阵的相位延迟穆勒矩阵 M_R 。

任意描述传光介质的穆勒矩阵,包含目标传光介质调制入射光的三个偏振效应,包括二向衰减、相位延迟或退偏;任意穆勒矩阵都可以分解成下面的形式:

$$M = M_{\Delta} M_R M_D \quad (2-17)$$

其中, M 为任意的穆勒矩阵, M_{Δ} 表示目标传光介质调制入射光的退偏矩阵,它描述了目标传光介质对于入射光的退偏振的能力; M_R 表示目标传光介质调制入射光的相位延迟矩阵,它描述了入射光在经过偏振器件后,产生的两个本征偏振态在快慢轴中传播速率不同,导致了这两个本征偏振态的时域信号存在时延,转换到频域即为相位延迟; M_D 表示目标传光介质调制入射光的二向衰减矩阵,它描述了入射光经过传光介质的反射光强随入射光偏振态的变化关系;

相位延迟矩阵 M_R 可以表示为:

$$M_R = \begin{bmatrix} 1 & \vec{0} \\ \vec{0} & m_R \end{bmatrix} \quad (2-18)$$

其中 m_R 是相位延迟矩阵 M_R 的一个 3×3 的子矩阵,它可以通过公式(2-19)计算得到:

$$m_R = m_{\Delta}^{-1} m' \quad (2-19)$$

其中 m' 和 m_{Δ} 分别是退偏矩阵 M_{Δ} 和退偏矩阵与相位延迟矩阵的乘积 M' 矩阵, M' 可以表示为:

$$M' = M_{\Delta} M_R = M M_D^{-1} \quad (2-20)$$

在未知退偏矩阵 M_{Δ} 和相位延迟矩阵 M_R 的情况下,可以通过二向衰减矩阵 M_D 和测量穆勒矩阵 M 的乘积计算得到,二向衰减矩阵 M_D 可以表示为:

$$M_D = \begin{bmatrix} 1 & \vec{D}^T \\ \vec{D} & m_D \end{bmatrix} \quad (2-21)$$

其中, \vec{D} 表示二向衰减矢量, m_D 是二向衰减矩阵 M_D 的一个 3×3 的子矩阵;二向衰减矢量 \vec{D} 可以定义为:

$$\vec{D} \equiv |\vec{D}| \hat{D} = \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{pmatrix} = \frac{1}{M_{11}} \begin{pmatrix} M_{12} \\ M_{13} \\ M_{14} \end{pmatrix} \quad (2-22)$$

其中 $|\vec{D}|$ 为二向衰减矢量的模, \hat{D} 为其单位矢量, d_i 表示二向衰减矢量的各项分量,可以通过公式(2-23)计算所得,在上下文的公式中, $M_{1(i+1)}$ ($i=1,2,3$)表示测量穆勒矩阵 M 的第一行的元素;

$$d_i = \frac{M_{1(i+1)}}{M_{11}} \quad (2-23)$$

二向衰减矩阵的子矩阵 m_D 可以表示为:

$$m_D = \sqrt{1 - \|\bar{D}\|^2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \frac{(1 - \sqrt{1 - \|\bar{D}\|^2})}{\|\bar{D}\|^2} \begin{bmatrix} d_1^2 & d_1 d_2 & d_1 d_3 \\ d_2 d_1 & d_2^2 & d_2 d_3 \\ d_3 d_1 & d_3 d_2 & d_3^2 \end{bmatrix} \quad (2-24)$$

其中 $D = \|\bar{D}\|$, $\|\cdot\|$ 表示欧几里得向量范数; 以上, 可以计算出 m' 矩阵;

退偏矩阵 M_Δ 可以表示为:

$$M_\Delta = \begin{bmatrix} 1 & \bar{0} \\ \bar{P}_\Delta & m_\Delta \end{bmatrix} \quad (2-25)$$

其中 \bar{P}_Δ 表示退偏矩阵的偏振向量, 它的大小取决于偏振矢量 \bar{P} 和二向衰减矢量 \bar{D} ,

$$\bar{P}_\Delta = \frac{\bar{P} - m\bar{D}}{1 - \|\bar{D}\|^2} \quad (2-26)$$

$$\bar{P} = \frac{1}{M_{11}} \begin{bmatrix} M_{21} \\ M_{31} \\ M_{41} \end{bmatrix} \quad (2-27)$$

在相位延迟矩阵 M_R 的计算过程中, 并不需要求解退偏矩阵 M_Δ , 只需要求解其子矩阵 m_Δ 即可, 退偏矩阵的子矩阵 m_Δ 它可以通过公式 (2-28) 计算得到:

$$m_\Delta = \frac{(\sqrt{\lambda_1} + \sqrt{\lambda_2} + \sqrt{\lambda_3})m'(m')^T + \sqrt{\lambda_1\lambda_2\lambda_3} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}{m'(m')^T + (\sqrt{\lambda_1\lambda_2} + \sqrt{\lambda_2\lambda_3} + \sqrt{\lambda_3\lambda_1}) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}} \quad (2-28)$$

其中 λ_i ($i=1, 2, 3$) 表示子矩阵 m' 的特征值。

至此, 求得退偏矩阵的子矩阵 m_Δ , 将 m_Δ 和 m' 代入到公式 (2-19), 联立公式 (2-18) 可以求解出相位延迟矩阵 M_R 。在导管 PS-OCT 成像系统中, 将测量穆勒矩阵 $M(z_{\text{ref}}, z)$ 进行矩阵乘法分解, 得到已消除退偏振效应和二向衰减效应的只包含组织双折射的穆勒矩阵, 相位延迟矩阵 $M^R(z_{\text{ref}}, z)$ 的表达式为:

$$M^R(z_{\text{ref}}, z) = Q_{z_{\text{ref}}} M_{\text{out}}^R M_{S,T}^R(z) M_{\text{out}}^{R-1} Q_{z_{\text{ref}}}^{-1} \quad (2-29)$$

其中测量相位延迟矩阵 $M^R(z_{\text{ref}}, z)$, 生物组织或样品传输矩阵 $M_{S,T}^R(z)$ 和系统传输输出矩阵 M_{out}^R 都是只包含双折射成分的穆勒矩阵, 且此时 $Q_{z_{\text{ref}}} M_{\text{out}}^R$ 为酉矩阵, 满足相似矩阵条件, $M^R(z_{\text{ref}}, z)$ 与 $M_{S,T}^R(z)$ 即为一对相似矩阵。总的相位延迟量与分解得到的相位延迟矩阵 M_R 的关系可以表示为:

$$R = \arccos\left(\frac{\text{tr}(M_{ST}^R(z))}{2} - 1\right) \quad (2-30)$$

其中, $M_{S,T}^R(z)$ 表示是探测到生物组织或样品在深度为 z 位置处的只包含双折射成分
传输穆勒矩阵, tr 表示 $M_{S,T}^R(z)$ 矩阵的迹。

一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法用偏振解算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及导管光学相干层析成像 (Optical Coherence Tomography, OCT) 覆盖心血管、脑血管等导管成像领域, 尤其涉及一种导管偏振敏感OCT (Polarization-sensitive OCT) 即PS-OCT图像中解调样品的双折射信息, 具体地说是一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法用偏振解算方法。

背景技术

[0002] 导管OCT成像技术是目前图像分辨率最高的血管成像方法, 尤其是导管PS-OCT成像技术, 能够解决动脉粥样硬化斑块的稳定性难以在体、实时、快速判断的医学难题, 能够提高动脉粥样硬化类疾病的防治效果。然而现有OCT系统在分辨率上已经达到了可能判断组织斑块性质的水平, 但在组织穿透能力、图像清晰度和组织斑块类型判断的准确性上仍有不足, 采用PS-OCT技术, 改善相关技术性能是OCT系统发展的关键方向, 也是解决前述关键科学问题的必由之路。

[0003] 在导管OCT方面, 导管PS-OCT是导管OCT技术的延伸, 它提供了一种组织双折射性质的定量测量方法。光的双折射改变了光的偏振态且能够与具有定向结构的蛋白质和生物大分子如胶原蛋白、肌动蛋白等相关。导管PS-OCT增强的双折射现象与大量的厚胶原蛋白纤维或内膜平滑肌细胞的存在密切相关, 因此导管PS-OCT成像的高分辨率探测可应用于增强后的斑块稳定性测量。此外, 导管PS-OCT系统具有评估斑块胶原蛋白和区分正常内膜、纤维斑块、脂质斑块和钙化斑块等方面的潜质。

[0004] 为此一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统及解调方法很好地解决了上述问题, 在系统中光源采用快速扫描光源, 系统中采用保偏光纤产生正交偏振态的延迟, 通过偏振分束器进行偏振分集采集, 在一幅图像中同时呈现正交两种输入偏振态的偏振分集成像。解调方法上通过偏振调平、背景信号消除、光谱整形、双态色散消除、插值傅里叶变换、参考面选取、偏振解算、极坐标转换为笛卡尔坐标等一系列步骤最终实现血管双折射成像。

发明内容

[0005] 本发明的目的是针对现有的OCT导管光学相干层析成像系统只能获取血管强度信息的问题, 发明一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法用偏振解算方法。

[0006] 本发明的技术方案是:

[0007] 一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法用偏振解算方法, 其特征是将导管PS-OCT成像系统得到的测量琼斯矩阵转换成穆勒矩阵, 再对穆勒矩阵进行乘法分解, 得到相位延迟矩阵, 利用相位延迟矩阵的迹计算出组织双折射的相位延迟, 实现组织双折射成像。

[0008] 具体包括以下步骤:

[0009] 首先, 将系统输出的四个电场分量定义为琼斯矩阵形式:

$$[0010] \quad J = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \quad (2-6)$$

[0011] 其次,进行琼斯矩阵和穆勒矩阵的转换,转换关系为:

$$[0012] \quad M = U(J \otimes J^*)U^{-1} \quad (2-7)$$

[0013] 其中 \otimes 表示克罗内克积,U表示变换矩阵:

$$[0014] \quad U = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \quad (2-8)$$

[0015] 根据琼斯矩阵和穆勒矩阵的转换关系,将系统输出的测量琼斯矩阵J变换成测量穆勒矩阵Q:

$$[0016] \quad Q_z = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{i\varphi} \end{bmatrix} \otimes \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{-i\varphi} \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -i \\ 0 & 0 & 1 & i \\ 1 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2-9)$$

[0017] 第三,对测量穆勒矩阵 Q_z 的元素做欧拉变换,可得:

$$[0018] \quad Q_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-10)$$

[0019] 任取单个A-Scan,假设该条A-Line上的参考点在样品中深度为z,则在z处的测量所得的参考穆勒矩阵 Q_{zref} 可以表示为:

$$[0020] \quad Q_{zref} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

[0021] 数据采集卡在偏振分集处测量到电信号,是由H通道和V通道的平衡光电探测器经过光电转换输出的,将采集到的电信号分别经过背景噪声去除、双态数值色散补偿、光谱整形滤波和傅里叶插值变换和得到H通道和V通道在z域上的两组信号 H_1+H_2 和 V_1+V_2 ,经过图像分割得到 H_1, H_2, V_1, V_2 个电场信号,构成四个偏振态;以单个A-Line为例,构建成像系统在样品深度为z位置处得到的测量琼斯矩阵J(z)为:

$$[0022] \quad J(z) = \begin{bmatrix} H_1(z) & H_2(z) \\ V_1(z) & V_2(z) \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

[0023] 假设该条A-Line上的参考点在样品深度为 z_{ref} 位置处,其对应的参考琼斯矩阵J(z_{ref})为:

$$[0024] \quad J(z_{ref}) = \begin{bmatrix} H_1(z_{ref}) & H_2(z_{ref}) \\ V_1(z_{ref}) & V_2(z_{ref}) \end{bmatrix} \quad (2-13)$$

[0025] 其中,对于导管PS-OCT成像系统而言,在解算生物组织的偏振信息时,参考面选择导管的外表面或样品前表面,利用公式(2-7)和公式(2-8)将测量琼斯矩阵 $J(z)$ 和参考琼斯矩阵 $J(z_{ref})$ 转换成测量穆勒矩阵 $S(z)$ 和参考穆勒矩阵 $S(z_{ref})$;

[0026] 设 M_{ST} 是生物组织或样品的往返传输矩阵, M_{in} 和 M_{out} 分别表示系统光路的穆勒矩阵,在偏振分集处测量到的样品参考面位置处的参考穆勒矩阵 $S(z_{ref})$ 表示为:

$$[0027] \quad S(z_{ref}) = Q_{Z_{ref}} M_{out} M_{in} Q_{Z_{ref}}^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-14)$$

[0028] 在偏振分集处测量到的样品 z 位置处的测量穆勒矩阵 $S(z)$ 表示为:

$$[0029] \quad S(z) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{ST}(z) M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-15)$$

[0030] 将 $S(z_{ref})$ 和 $S(z)$ 做乘法运算,消除导管在高速旋转时对组织双折射的相位影响,重新整理公式(2-14)和公式(2-15),得到生物组织或样品在深度为 z 的测量穆勒矩阵 $M(z_{ref}, z)$:

$$[0031] \quad \begin{aligned} M(z_{ref}, z) &= S(z) S(z_{ref})^{-1} \\ &= Q_{Z_{ref}} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} Q_{Z_{ref}}^{-1} \\ &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix}^{-1} \end{aligned} \quad (2-16)$$

[0032] 为了构建 $M(z_{ref}, z)$ 与 $M_{S,T}$ 为一对相似矩阵,则需要满足 $Q_{Z_{ref}} M_{out}$ 必须为可逆矩阵,但如果 $Q_{Z_{ref}} M_{out}$ 包含退偏振效应和二向衰减效应,则相似矩阵的条件不成立;实际上,参考穆勒矩阵 $Q_{Z_{ref}}$ 为酉矩阵,但在导管PS-OCT成像系统中导管中光纤高速旋转必然带来较强的退偏振效应和二向衰减效应,所以 M_{out} 中也必然包含退偏振效应和二向衰减效应,则需要通过矩阵分解的方法来消除系统光路中的退偏振效应和二向衰减效应;

[0033] 对于SMM偏振解算方法的另一个重要环节是通过矩阵分解消除退偏振效应和二向衰减效应,进而得到测量相位延迟穆勒矩阵,计算生物组织或样品的相位延迟,实现组织双折射成像。

[0034] 所述的穆勒矩阵的分解方法包括乘法分解和求和分解两种,而乘法分解适合于处理先验序列的偏振单元和系统,虽然生物组织的偏振单元是离散的,是复杂多样的,且明显不具备先验序列的特点,但使用L-C穆勒矩阵分解法得到分解后的穆勒矩阵,其结构基本上可以正确地描述生物组织的基本偏振特性;基于导管PS-OCT成像系统,也可以使用对称分

解法分解穆勒矩阵,在已知穆勒已退偏的情况下,对称分解法同样能够准确的表达生物组织的基本偏振特性;本发明采用的是利用L-C穆勒矩阵分解法得到测量穆勒矩阵的相位延迟穆勒矩阵 M_R 。

[0035] 任意描述传光介质的穆勒矩阵,包含目标传光介质调制入射光的三个偏振效应,包括二向衰减、相位延迟或退偏;任意穆勒矩阵都可以分解成下面的形式:

$$[0036] \quad M = M_{\Delta} M_R M_D \quad (2-17)$$

[0037] 其中, M 为任意的穆勒矩阵, M_{Δ} 表示目标传光介质调制入射光的退偏矩阵,它描述了目标传光介质对于入射光的退偏振的能力; M_R 表示目标传光介质调制入射光的相位延迟矩阵,它描述了入射光在经过偏振器件后,产生的两个本征偏振态在快慢轴中传播速率不同,导致了这两个本征偏振态的时域信号存在时延,转换到频域即为相位延迟; M_D 表示目标传光介质调制入射光的二向衰减矩阵,它描述了入射光经过传光介质的反射光强随入射光偏振态的变化关系;

[0038] 相位延迟矩阵 M_R 可以表示为:

$$[0039] \quad M_R = \begin{bmatrix} 1 & \vec{0} \\ \vec{0} & m_R \end{bmatrix} \quad (2-18)$$

[0040] 其中 m_R 是相位延迟矩阵 M_R 的一个 3×3 的子矩阵,它可以通过公式(2-19)计算得到:

$$[0041] \quad m_R = m_{\Delta}^{-1} m' \quad (2-19)$$

[0042] 其中 m' 和 m_{Δ} 分别是退偏矩阵 M_{Δ} 和退偏矩阵与相位延迟矩阵的乘积 M' 矩阵, M' 可以表示为:

$$[0043] \quad M' = M_{\Delta} M_R = M M_D^{-1} \quad (2-20)$$

[0044] 在未知退偏矩阵 M_{Δ} 和相位延迟矩阵 M_R 的情况下,可以通过二向衰减矩阵 M_D 和测量穆勒矩阵 M 的乘积计算得到,二向衰减矩阵 M_D 可以表示为:

$$[0045] \quad M_D = \begin{bmatrix} 1 & \vec{D}^T \\ \vec{D} & m_D \end{bmatrix} \quad (2-21)$$

[0046] 其中, \vec{D} 表示二向衰减矢量, m_D 是二向衰减矩阵 M_D 的一个 3×3 的子矩阵;二向衰减矢量 \vec{D} 可以定义为:

$$[0047] \quad \vec{D} \equiv |\vec{D}| \hat{D} = \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{pmatrix} = \frac{1}{M_{11}} \begin{pmatrix} M_{12} \\ M_{13} \\ M_{14} \end{pmatrix} \quad (2-22)$$

[0048] 其中 $|\vec{D}|$ 为二向衰减矢量的模, \hat{D} 为其单位矢量, d_i 表示二向衰减矢量的各项分量,可以通过公式(2-23)计算所得,在上下文的公式中, $M_{1(i+1)}$ ($i=1,2,3$)表示测量穆勒矩阵 M 的第一行的元素;

$$[0049] \quad d_i = \frac{M_{1(i+1)}}{M_{11}} \quad (2-23)$$

[0050] 二向衰减矩阵的子矩阵 m_D 可以表示为:

$$[0051] \quad m_D = \sqrt{1 - \|\bar{D}\|^2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \frac{(1 - \sqrt{1 - \|\bar{D}\|^2})}{\|\bar{D}\|^2} \begin{bmatrix} d_1^2 & d_1 d_2 & d_1 d_3 \\ d_2 d_1 & d_2^2 & d_2 d_3 \\ d_3 d_1 & d_3 d_2 & d_3^2 \end{bmatrix} \quad (2-24)$$

[0052] 其中 $D = \|\bar{D}\|$, $\|\cdot\|$ 表示欧几里得向量范数;以上,可以计算出 m' 矩阵;

[0053] 退偏矩阵 M_Δ 可以表示为:

$$[0054] \quad M_\Delta = \begin{bmatrix} 1 & \vec{0} \\ \vec{P}_\Delta & m_\Delta \end{bmatrix} \quad (2-25)$$

[0055] 其中 \vec{P}_Δ 表示退偏矩阵的偏振向量,它的大小取决于偏振矢量 \vec{P} 和二向衰减矢量 \bar{D} ,

$$[0056] \quad \vec{P}_\Delta = \frac{\vec{P} - m\bar{D}}{1 - \|\bar{D}\|^2} \quad (2-26)$$

$$[0057] \quad \vec{P} = \frac{1}{M_{11}} \begin{bmatrix} M_{21} \\ M_{31} \\ M_{41} \end{bmatrix} \quad (2-27)$$

[0058] 在相位延迟矩阵 M_R 的计算过程中,并不要求解退偏矩阵 M_Δ ,只需要求解其子矩阵 m_Δ 即可,退偏矩阵的子矩阵 m_Δ 它可以通过公式 (2-28) 计算得到:

$$[0059] \quad m_\Delta = \frac{(\sqrt{\lambda_1} + \sqrt{\lambda_2} + \sqrt{\lambda_3})m'(m')^T + \sqrt{\lambda_1\lambda_2\lambda_3} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}{m'(m')^T + (\sqrt{\lambda_1\lambda_2} + \sqrt{\lambda_2\lambda_3} + \sqrt{\lambda_3\lambda_1}) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}} \quad (2-28)$$

[0060] 其中 λ_i ($i=1,2,3$) 表示子矩阵 m' 的特征值。

[0061] 至此,求得退偏矩阵的子矩阵 m_Δ ,将 m_Δ 和 m' 代入到公式 (2-19),联立公式 (2-18) 可以求解出相位延迟矩阵 M_R 。在导管 PS-OCT 成像系统中,将测量穆勒矩阵 $M(z_{ref}, z)$ 进行矩阵乘法分解,得到已消除退偏振效应和二向衰减效应的只包含组织双折射的穆勒矩阵,相位延迟矩阵 $M^R(z_{ref}, z)$ 的表达式为:

$$[0062] \quad M^R(z_{ref}, z) = Q_{Zref} M_{out}^R M_{S,T}^R(z) M_{out}^{R-1} Q_{Zref}^{-1} \quad (2-29)$$

[0063] 其中测量相位延迟矩阵 $M^R(z_{ref}, z)$,生物组织或样品传输矩阵 $M_{S,T}^R(z)$ 和系统传输输出矩阵 M_{out}^R 都是只包含双折射成分的穆勒矩阵,且此时 $Q_{Zref} M_{out}^R$ 为酉矩阵,满足相似矩阵条件, $M^R(z_{ref}, z)$ 与 $M_{S,T}^R(z)$ 即为一对相似矩阵。总的相位延迟量与分解得到的相位延迟矩阵 M_R 的关系可以表示为:

$$[0064] \quad R = \arccos\left(\frac{\text{tr}(M_{ST}^R(z))}{2} - 1\right) \quad (2-30)$$

[0065] 其中, $M_{S,T}^R(z)$ 表示是探测到生物组织或样品在深度为 z 位置处的只包含双折射成分的传输穆勒矩阵, tr 表示 $M_{S,T}^R(z)$ 矩阵的迹。

[0066] 本发明的有益效果:

[0067] 本发明相比于琼斯矩阵法具有速度快,干扰小,准确率高的优点。

附图说明

[0068] 图1是本发明涉及的导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法流程图。

[0069] 图2是本发明的偏振解算方法流程图。

具体实施方式

[0070] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

[0071] 如图1-2所示。

[0072] 一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法,如图1所示,它包括偏振调平、背景信号消除、光谱整形、双态色散消除、插值傅里叶变换、参考面选取、偏振解算、极坐标转换为笛卡尔坐标等一系列步骤最终实现血管双折射成像。

[0073] 其中的偏振解算方法如图2所示。PS-OCT常用的偏振信息提取方法是相似琼斯矩阵(SJM)方法,该方法是在台式PS-OCT的基础上,针对导管PS-OCT的特点进行改进,但该方法的实际偏振解算结果并不理想,无法正确解算出生物组织或样品的双折射信息。为此本发明提出了相似穆勒矩阵(SMM)方法,SMM方法的核心思想是将导管PS-OCT成像系统得到的测量琼斯矩阵转换成穆勒矩阵,再对穆勒矩阵进行乘法分解,得到相位延迟矩阵,利用相位延迟矩阵的迹计算出组织双折射的相位延迟,实现组织双折射成像。

[0074] 推算过程如下:

[0075] 将系统输出的四个电场分量定义为琼斯矩阵形式:

$$[0076] \quad J = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \quad (2-6)$$

[0077] 琼斯矩阵和穆勒矩阵的转换关系为:

$$[0078] \quad M = U(J \otimes J^*)U^{-1} \quad (2-7)$$

[0079] 其中 \otimes 表示克罗内克积,U表示变换矩阵:

$$[0080] \quad U = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \quad (2-8)$$

[0081] 根据琼斯矩阵和穆勒矩阵的转换关系,将系统输出的测量琼斯矩阵 J 变换成测量穆勒矩阵 Q :

$$[0082] \quad Q_Z = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{i\varphi} \end{bmatrix} \otimes \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{-i\varphi} \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -i \\ 0 & 0 & 1 & i \\ 1 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2-9)$$

[0083] 对测量穆勒矩阵 Q_Z 的元素做欧拉变换,可得:

$$[0084] \quad Q_Z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-10)$$

[0085] 任取单个A-Scan,假设该条A-Line上的参考点在样品中深度为 z ,则在 z 处的测量所得的参考穆勒矩阵 Q_{Zref} 可以表示为:

$$[0086] \quad Q_{Zref} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

[0087] 数据采集卡在偏振分集处测量到电信号,是由H通道和V通道的平衡光电探测器经过光电转换输出的,将采集到的电信号分别经过背景噪声去除、双态数值色散补偿、光谱整形滤波和傅里叶插值变换和得到H通道和V通道在 z 域上的两组信号 H_1+H_2 和 V_1+V_2 ,经过图像分割得到 H_1, H_2, V_1, V_2 个电场信号,构成四个偏振态。以单个A-Line为例,构建成像系统在样品深度为 z 位置处得到的测量琼斯矩阵 $J(z)$ 为:

$$[0088] \quad J(z) = \begin{bmatrix} H_1(z) & H_2(z) \\ V_1(z) & V_2(z) \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

[0089] 假设该条A-Line上的参考点在样品深度为 z_{ref} 位置处,其对应的参考琼斯矩阵 $J(z_{ref})$ 为:

$$[0090] \quad J(z_{ref}) = \begin{bmatrix} H_1(z_{ref}) & H_2(z_{ref}) \\ V_1(z_{ref}) & V_2(z_{ref}) \end{bmatrix} \quad (2-13)$$

[0091] 其中,对于导管PS-OCT成像系统而言,在解算生物组织的偏振信息时,参考面可以选择导管的外表面或样品前表面,利用公式(2-7)和公式(2-8)将测量琼斯矩阵 $J(z)$ 和参考琼斯矩阵 $J(z_{ref})$ 转换成测量穆勒矩阵 $S(z)$ 和参考穆勒矩阵 $S(z_{ref})$ 。

[0092] 设 M_{ST} 是生物组织或样品的往返传输矩阵, M_{in} 和 M_{out} 分别表示系统光路的穆勒矩阵,在偏振分集处测量到的样品参考面位置处的参考穆勒矩阵 $S(z_{ref})$ 表示为:

$$[0093] \quad S(z_{ref}) = Q_{Zref} M_{out} M_{in} Q_Z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-14)$$

[0094] 在偏振分集处测量到的样品 z 位置处的测量穆勒矩阵 $S(z)$ 表示为:

$$[0095] \quad S(z) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{bmatrix} M_{out} M_{ST}(z) M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos \varphi & -\sin \varphi \\ 0 & 0 & \sin \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix} \quad (2-15)$$

[0096] 将 $S(z_{ref})$ 和 $S(z)$ 做乘法运算,消除导管在高速旋转时对组织双折射的相位影响,可以重新整理公式(2-14)和公式(2-15),得到生物组织或样品在深度为 z 的测量穆勒矩阵 $M(z_{ref}, z)$:

$$[0097] \quad \begin{aligned} M(z_{ref}, z) &= S(z)S(z_{ref})^{-1} \\ &= Q_{Zref} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} Q_{Zref}^{-1} \end{aligned} \quad (2-16)$$

$$= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{bmatrix} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{bmatrix}^{-1}$$

[0098] 为了构建 $M(z_{ref}, z)$ 与 $M_{S,T}$ 为一对相似矩阵,则需要满足 $Q_{Zref} M_{out}$ 必须为可逆矩阵,但如果 $Q_{Zref} M_{out}$ 包含退偏振效应和二向衰减效应,则相似矩阵的条件不成立。实际上,参考穆勒矩阵 Q_{Zref} 为酉矩阵,但在导管PS-OCT成像系统中导管中光纤高速旋转必然带来较强的退偏振效应和二向衰减效应,所以 M_{out} 中也必然包含退偏振效应和二向衰减效应,则需要通过矩阵分解的方法来消除系统光路中的退偏振效应和二向衰减效应。

[0099] 对于SMM偏振解算方法的另一个重要环节是通过矩阵分解消除退偏振效应和二向衰减效应,进而得到测量相位延迟穆勒矩阵,计算生物组织或样品的相位延迟,实现组织双折射成像。

[0100] 穆勒矩阵的常用分解方法包括乘法分解和求和分解两种,而乘法分解适合于处理先验序列的偏振单元和系统,虽然生物组织的偏振单元是离散的,是复杂多样的,且明显不具备先验序列的特点,但使用L-C穆勒矩阵分解法得到分解后的穆勒矩阵,其结构基本上可以正确地描述生物组织的基本偏振特性。基于导管PS-OCT成像系统,也可以使用对称分解法分解穆勒矩阵,在已知穆勒已退偏的情况下,对称分解法同样能够准确的表达生物组织的基本偏振特性。本方法采用的是利用L-C穆勒矩阵分解法得到测量穆勒矩阵的相位延迟穆勒矩阵 M_R 。

[0101] 任意描述传光介质的穆勒矩阵,包含目标传光介质调制入射光的三个偏振效应,包括二向衰减、相位延迟或退偏。任意穆勒矩阵都可以分解成下面的形式:

$$[0102] \quad M = M_{\Delta} M_R M_D \quad (2-17)$$

[0103] 其中, M 为任意的穆勒矩阵, M_{Δ} 表示目标传光介质调制入射光的退偏矩阵,它描述了目标传光介质对于入射光的退偏振的能力。 M_R 表示目标传光介质调制入射光的相位延迟矩阵,它描述了入射光在经过偏振器件后,产生的两个本征偏振态在快慢轴中传播速率不同,导致了这两个本征偏振态的时域信号存在时延,转换到频域即为相位延迟。 M_D 表示目标传光介质调制入射光的二向衰减矩阵,它描述了入射光经过传光介质的反射光强随入射光偏振态的变化关系。

[0104] 相位延迟矩阵 M_R 可以表示为:

$$[0105] \quad M_R = \begin{bmatrix} 1 & \vec{0} \\ \vec{0} & m_R \end{bmatrix} \quad (2-18)$$

[0106] 其中 m_R 是相位延迟矩阵 M_R 的一个 3×3 的子矩阵,它可以通过公式(2-19)计算得到:

$$[0107] \quad m_R = m_{\Delta}^{-1} m' \quad (2-19)$$

[0108] 其中 m' 和 m_{Δ} 分别是退偏矩阵 M_{Δ} 和退偏矩阵与相位延迟矩阵的乘积 M' 矩阵, M' 可以表示为:

$$[0109] \quad M' = M_{\Delta} M_R = M M_D^{-1} \quad (2-20)$$

[0110] 在未知退偏矩阵 M_{Δ} 和相位延迟矩阵 M_R 的情况下,可以通过二向衰减矩阵 M_D 和测量穆勒矩阵 M 的乘积计算得到,二向衰减矩阵 M_D 可以表示为:

$$[0111] \quad M_D = \begin{bmatrix} 1 & \vec{D}^T \\ \vec{D} & m_D \end{bmatrix} \quad (2-21)$$

[0112] 其中, \vec{D} 表示二向衰减矢量, m_D 是二向衰减矩阵 M_D 的一个 3×3 的子矩阵。二向衰减矢量 \vec{D} 可以定义为:

$$[0113] \quad \vec{D} \equiv |\vec{D}| \hat{D} = \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{pmatrix} = \frac{1}{M_{11}} \begin{pmatrix} M_{12} \\ M_{13} \\ M_{14} \end{pmatrix} \quad (2-22)$$

[0114] 其中 $|\vec{D}|$ 为二向衰减矢量的模, \hat{D} 为其单位矢量, d_i 表示二向衰减矢量的各项分量,可以通过公式(2-23)计算所得,在上下文的公式中, $M_{1(i+1)}$ ($i=1,2,3$)表示测量穆勒矩阵 M 的第一行的元素。

$$[0115] \quad d_i = \frac{M_{1(i+1)}}{M_{11}} \quad (2-23)$$

[0116] 二向衰减矩阵的子矩阵 m_D 可以表示为:

$$[0117] \quad m_D = \sqrt{1 - \|\vec{D}\|^2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \frac{(1 - \sqrt{1 - \|\vec{D}\|^2})}{\|\vec{D}\|^2} \begin{bmatrix} d_1^2 & d_1 d_2 & d_1 d_3 \\ d_2 d_1 & d_2^2 & d_2 d_3 \\ d_3 d_1 & d_3 d_2 & d_3^2 \end{bmatrix} \quad (2-24)$$

[0118] 其中 $D = \|\vec{D}\|$, $\|\cdot\|$ 表示欧几里得向量范数。以上,可以计算出 m' 矩阵。

[0119] 退偏矩阵 M_{Δ} 可以表示为:

$$[0120] \quad M_{\Delta} = \begin{bmatrix} 1 & \vec{0} \\ \vec{P}_{\Delta} & m_{\Delta} \end{bmatrix} \quad (2-25)$$

[0121] 其中 \vec{P}_{Δ} 表示退偏矩阵的偏振向量,它的大小取决于偏振矢量 \vec{P} 和二向衰减矢量 \vec{D} ,

$$[0122] \quad \bar{P}_\Delta = \frac{\bar{P} - m\bar{D}}{1 - \|\bar{D}\|^2} \quad (2-26)$$

$$[0123] \quad \bar{P} = \frac{1}{M_{11}} \begin{bmatrix} M_{21} \\ M_{31} \\ M_{41} \end{bmatrix} \quad (2-27)$$

[0124] 在相位延迟矩阵 M_R 的计算过程中,并不要求解退偏矩阵 M_Δ ,只需要求解其子矩阵 m_Δ 即可,退偏矩阵的子矩阵 m_Δ 它可以通过公式(2-28)计算得到:

$$[0125] \quad m_\Delta = \frac{(\sqrt{\lambda_1} + \sqrt{\lambda_2} + \sqrt{\lambda_3})m'(m')^T + \sqrt{\lambda_1\lambda_2\lambda_3} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}{m'(m')^T + (\sqrt{\lambda_1\lambda_2} + \sqrt{\lambda_2\lambda_3} + \sqrt{\lambda_3\lambda_1}) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}} \quad (2-28)$$

[0126] 其中 λ_i ($i=1,2,3$)表示子矩阵 m' 的特征值。

[0127] 至此,求得退偏矩阵的子矩阵 m_Δ ,将 m_Δ 和 m' 带入到公式(2-19),联立公式(2-18)可以求解出相位延迟矩阵 M_R 。在导管PS-OCT成像系统中,将测量穆勒矩阵 $M(z_{ref}, z)$ 进行矩阵乘法分解,得到已消除退偏振效应和二向衰减效应的只包含组织双折射的穆勒矩阵,相位延迟矩阵 $M^R(z_{ref}, z)$ 的表达式为:

$$[0128] \quad M^R(z_{ref}, z) = Q_{Zref} M_{out}^R M_{S,T}^R(z) M_{out}^{R-1} Q_{Zref}^{-1} \quad (2-29)$$

[0129] 其中测量相位延迟矩阵 $M^R(z_{ref}, z)$,生物组织或样品传输矩阵 $M_{S,T}^R(z)$ 和系统传输输出矩阵 M_{out}^R 都是只包含双折射成分的穆勒矩阵,且此时 $Q_{Zref} M_{out}^R$ 为酉矩阵,满足相似矩阵条件, $M^R(z_{ref}, z)$ 与 $M_{S,T}^R(z)$ 即为一对相似矩阵。总的相位延迟量与分解得到的相位延迟矩阵 M_R 的关系可以表示为:

$$[0130] \quad R = \arccos\left(\frac{\text{tr}(M_{ST}^R(z))}{2} - 1\right) \quad (2-30)$$

[0131] 其中, $M_{S,T}^R(z)$ 表示是探测到生物组织或样品在深度为 z 位置处的只包含双折射成分的传输穆勒矩阵, tr 表示 $M_{S,T}^R(z)$ 矩阵的迹。

[0132] 本发明未涉及部分均与现有技术相同或可采用现有技术加以实现。

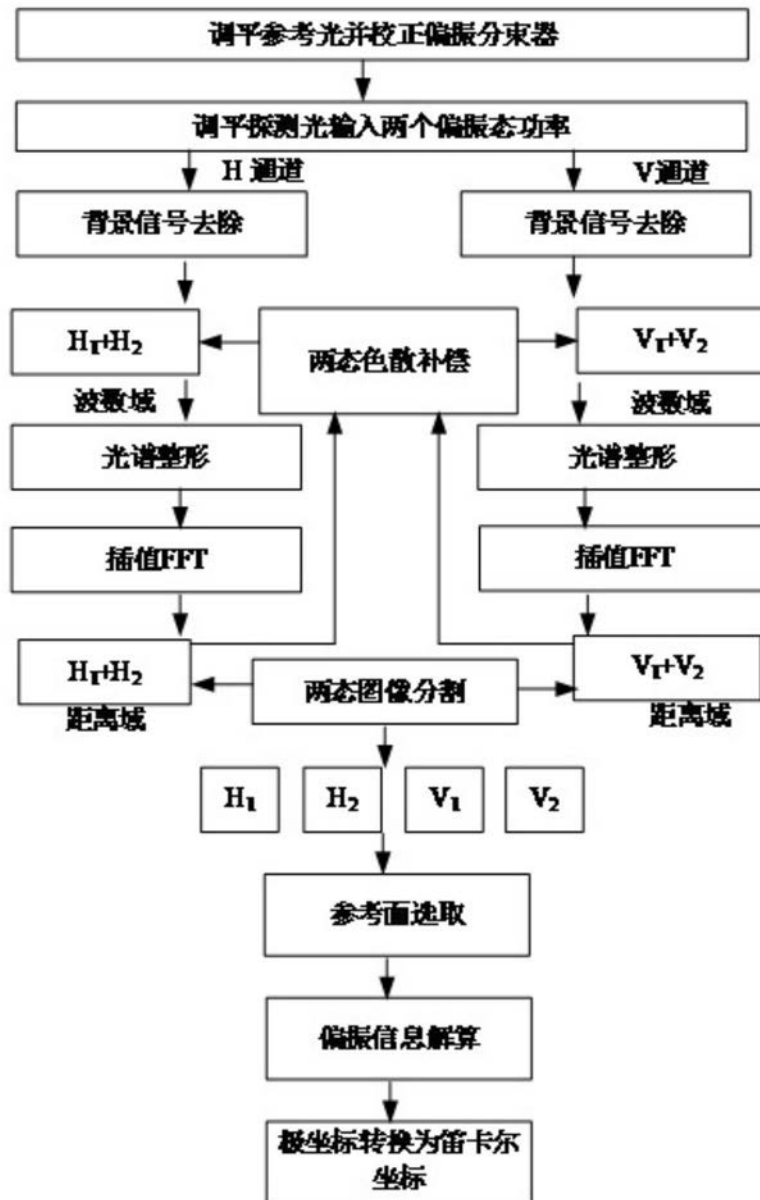


图1

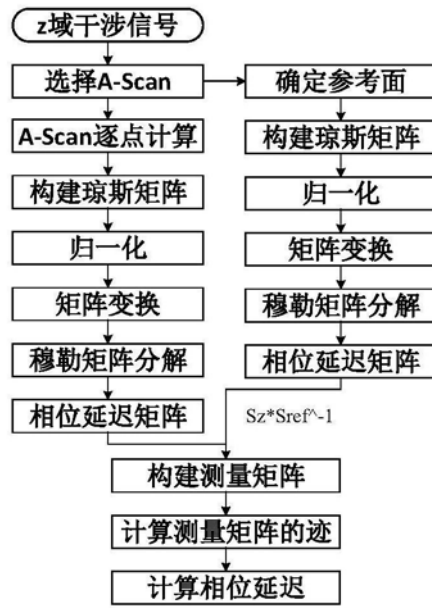


图2