



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 111965114 A

(43) 申请公布日 2020. 11. 20

(21) 申请号 202010822102.7

(22) 申请日 2020.08.15

(71) 申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72) 发明人 丁振扬 赖天铎 刘铁根 刘琨  
江俊峰 朱丰裕 朱亚楠 花培栋

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代  
理事务所 12201

代理人 程毓英

(51) Int. Cl.

G01N 21/23 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

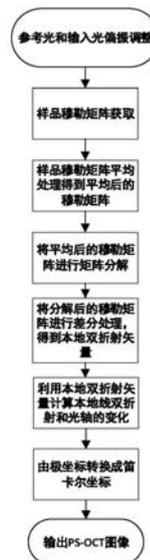
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

一种导管偏振敏感光学相干层析成像本地  
双折射解调方法

(57) 摘要

本发明涉及一种导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法,包括下列步骤:(1)分别调节导管偏振敏感光学相干层析成像系统中的所有三环偏振控制器,使参考光与输入光偏振在两个平衡探测器上达到平衡;(2)样品穆勒矩阵获取;(3)将获取的穆勒矩阵进行平均处理得到平均后的穆勒矩阵;(4)将平均后的穆勒矩阵进行矩阵分解;(5)将分解后的穆勒矩阵进行差分处理,得到本地双折射矢量;(7)将本地线双折射和光轴的变化量由极坐标转换成笛卡尔坐标。



1. 一种导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法,包括下列步骤:

(1) 分别调节导管偏振敏感光学相干层析成像系统中的所有三环偏振控制器,使参考光与输入光偏振在两个平衡探测器上达到平衡。

(2) 样品穆勒矩阵获取,用 $S(z)$ 表示,方法如下:

扫描样品,在两个平衡探测器直接采集到的携带样品信息的信号,分别经过数值色散补偿、插值傅里叶变换得到信号 $H$ 、 $V$ ,经过自相关寻峰取得分割阈值,将信号分割成四部分 $H_1, H_2, V_1, V_2$ ,分别为第一个入射偏振态的光在水平 $H$ 方向上的电场强度,第二个入射偏振态的光在水平 $H$ 方向上的电场强度,第一个入射偏振态的光在垂直 $V$ 方向上的电场强度,第二个入射偏振态的光在垂直 $V$ 方向上的电场强度;取样品同一个点对应的四个部分的值组成像素点复信号的琼斯矩阵 $J(z) = \begin{bmatrix} H_1 & H_2 \\ V_1 & V_2 \end{bmatrix}$ ,利用琼斯矩阵转换穆勒矩阵公式将之转换成穆勒矩阵 $S(z)$ ;

(3) 将获取的穆勒矩阵进行平均处理得到平均后的穆勒矩阵,方法如下:

$z$ 位置处的穆勒矩阵表示为:

$$S(z) = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix} \quad (1)$$

利用移动平均窗口,与周围点进行平均,平均后的穆勒矩阵表示为:

$$\overline{S(z)} = \begin{bmatrix} \overline{m_{11}} & \overline{m_{12}} & \overline{m_{13}} & \overline{m_{14}} \\ \overline{m_{21}} & \overline{m_{22}} & \overline{m_{23}} & \overline{m_{24}} \\ \overline{m_{31}} & \overline{m_{32}} & \overline{m_{33}} & \overline{m_{34}} \\ \overline{m_{41}} & \overline{m_{42}} & \overline{m_{43}} & \overline{m_{44}} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\text{其中 } \overline{m_{ij}}(s) = \frac{1}{N} \sum_{t \in I} m_{ij}(t), (i, j = 1, 2, 3, 4) \quad (3) \text{ I 为所选的平均窗口}$$

口包含的区域, $t$ 指代区域中所有的点, $N$ 为窗口所包含的点数, $s$ 为平均窗口的中心点,平均过程即窗口内的平均值代替中心位置处的值;移动平均窗口处理所有数据点得到所有数据点平均后的穆勒矩阵,代替原穆勒矩阵进行计算;

(4) 将平均后的穆勒矩阵进行矩阵分解,方法如下:

将平均后的穆勒矩阵 $\overline{S(z)}$ 进行Lu-Chipman分解得到只包含双折射效应的穆勒矩阵 $\overline{S^R(z)}$ ;

(5) 将分解后的穆勒矩阵进行差分处理,得到本地双折射矢量,方法如下:

将 $z$ 处的穆勒矩阵 $\overline{S^R(z)}$ 与相邻点 $z + \Delta z$ 处的穆勒矩阵 $\overline{S^R(z + \Delta z)}$ 做差分处理得到深度 $z$ 处的本地双折射矢量:

$$\vec{\beta}(z) = (\beta_1(z) \quad \beta_2(z) \quad \beta_3(z))^T \quad (4)$$

其中, T表示矩阵转置,  $\Delta z$ 为系统轴向分辨率, 本地双折射矢量各分量 $\beta_1(z)$ ,  $\beta_2(z)$ ,  $\beta_3(z)$ 由以下公式得到:

$$\frac{\overline{S^R(z+\Delta z)} - \overline{S^R(z)}}{\Delta z} \overline{S^R(z)}^{-1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\beta_3(z) & \beta_2(z) \\ 0 & \beta_3(z) & 0 & -\beta_1(z) \\ 0 & -\beta_2(z) & \beta_1(z) & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

(6) 利用本地双折射矢量计算本地线双折射和光轴的变化, 方法如下:

$$\beta_L(z) = \frac{|\vec{\beta}(z)|}{2}, \Delta\theta(z) = \arccos \left[ \frac{\vec{\beta}(z) \cdot \vec{\beta}(z+\Delta z)}{|\vec{\beta}(z)| |\vec{\beta}(z+\Delta z)|} \right] \quad (6)$$

||代表向量的模,  $\beta_L(z)$ 是本地线双折射,  $\Delta\theta(z)$ 为z处 $\Delta z$ 范围内的光轴变化量;

(7) 将本地线双折射和光轴的变化量由极坐标转换成笛卡尔坐标, 方法如下: 对极坐标下的本地线双折射和光轴的变化量进行坐标插值变换由极坐标转换成笛卡尔坐标, 最终得出导管偏振敏感光学相干层析成像系统样品的本地线双折射和光轴的变化量图像, 即偏振图像。

## 一种导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种导管光学相干层析成像方法。特别是涉及一种对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法。

### 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。

[0003] 尽管导管OCT在斑块识别与诊断方面取得巨大进步,但依然需要新技术产生进一步提高对斑块形态和成分在体检测的准确性。相关研究表明组织中含有纤维结构,例如间质胶原或层状动脉平滑肌细胞表现出双折射效应。脂质组织表现出强烈的消偏效应。目前传统OCT仅提供组织散射的强度信息,无法测量到组织的双折射效应和消偏效应等偏振特性。如开发可检测偏振特性的导管Polarization sensitive OCT (PS-OCT) 系统,将进一步提高动脉粥样斑块性质和结构诊断准确率,正确指导血运重建。天津大学丁振扬等人提出了采用相似穆勒矩阵偏振解算方法(201811088259.0),该方法可有效解调出生物组织的偏振信息,但该信息属于累积双折射,其对于组织内部不同的偏振特性分辨存在一定困难。本地双折射可以解决问题,但该方法(201811088259.0)缺少本地双折射解调过程,

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种能够实现导管的PS-OCT图像的偏振解调的本地双折射解调方法。技术方案如下:

[0005] 1.一种导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法,包括下列步骤:

[0006] (1) 分别调节导管偏振敏感光学相干层析成像系统中的所有三环偏振控制器,使参考光与输入光偏振在两个平衡探测器上达到平衡;

[0007] (2) 样品穆勒矩阵获取,用 $S(z)$ 表示,方法如下:

[0008] 扫描样品,在两个平衡探测器直接采集到的携带样品信息的信号,分别经过数值色散补偿、插值傅里叶变换得到信号 $H$ 、 $V$ ,经过自相关寻峰取得分割阈值,将信号分割成四部分 $H_1, H_2, V_1, V_2$ ,分别为第一个入射偏振态的光在水平 $H$ 方向上的电场强度,第二个入射偏振态的光在水平 $H$ 方向上的电场强度,第一个入射偏振态的光在垂直 $V$ 方向上的电场强度,第二个入射偏振态的光在垂直 $V$ 方向上的电场强度;取样品同一个点对应的四个部分的值

组成像素点复信号的琼斯矩阵 $J(z) = \begin{bmatrix} H_1 & H_2 \\ V_1 & V_2 \end{bmatrix}$ ,利用琼斯矩阵转换穆勒矩阵公式将之转换成穆勒矩阵 $S(z)$ ;

[0009] (3) 将获取的穆勒矩阵进行平均处理得到平均后的穆勒矩阵,方法如下:

[0010] z位置处的穆勒矩阵表示为:

$$[0011] \quad S(z) = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0012] 利用移动平均窗口,与周围点进行平均,平均后的穆勒矩阵表示为:

$$[0013] \quad \overline{S(z)} = \begin{bmatrix} \overline{m_{11}} & \overline{m_{12}} & \overline{m_{13}} & \overline{m_{14}} \\ \overline{m_{21}} & \overline{m_{22}} & \overline{m_{23}} & \overline{m_{24}} \\ \overline{m_{31}} & \overline{m_{32}} & \overline{m_{33}} & \overline{m_{34}} \\ \overline{m_{41}} & \overline{m_{42}} & \overline{m_{43}} & \overline{m_{44}} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$[0014] \quad \text{其中 } \overline{m_{ij}}(s) = \frac{1}{N} \sum_{t \in I} m_{ij}(t), (i, j = 1, 2, 3, 4) \quad (3)$$

[0015] I为所选的平均窗口包含的区域,t指代区域中所有的点,N为窗口所包含的点数,s为平均窗口的中心点,平均过程即窗口内的平均值代替中心位置处的值;移动平均窗口处理所有数据点得到所有数据点平均后的穆勒矩阵,代替原穆勒矩阵进行计算;

[0016] (4)将平均后的穆勒矩阵进行矩阵分解,方法如下:

[0017] 将平均后的穆勒矩阵 $\overline{S(z)}$ 进行Lu-Chipman分解得到只包含双折射效应的穆勒矩阵 $\overline{S^R(z)}$ ;

[0018] (5)将分解后的穆勒矩阵进行差分处理,得到本地双折射矢量,方法如下:

[0019] 将z处的穆勒矩阵 $\overline{S^R(z)}$ 与相邻点 $z + \Delta z$ 处的穆勒矩阵 $\overline{S^R(z + \Delta z)}$ 做差分处理得到深度z处的本地双折射矢量:

$$[0020] \quad \vec{\beta}(z) = (\beta_1(z) \quad \beta_2(z) \quad \beta_3(z))^T \quad (4)$$

[0021] 其中,T表示矩阵转置, $\Delta z$ 为系统轴向分辨率,本地双折射矢量各分量 $\beta_1(z)$ , $\beta_2(z)$ , $\beta_3(z)$ 由以下公式得到:

$$[0022] \quad \frac{\overline{S^R(z + \Delta z)} - \overline{S^R(z)}}{\Delta z} \overline{S^R(z)}^{-1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\beta_3(z) & \beta_2(z) \\ 0 & \beta_3(z) & 0 & -\beta_1(z) \\ 0 & -\beta_2(z) & \beta_1(z) & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

[0023] (6)利用本地双折射矢量计算本地线双折射和光轴的变化,方法如下:

$$[0024] \quad \beta_L(z) = \frac{|\vec{\beta}(z)|}{2}, \Delta\theta(z) = \arccos \left[ \frac{|\vec{\beta}(z) \cdot \vec{\beta}(z + \Delta z)|}{|\vec{\beta}(z)| |\vec{\beta}(z + \Delta z)|} \right] \quad (6)$$

[0025] ||代表向量的模, $\beta_L(z)$ 是本地线双折射, $\Delta\theta(z)$ 为z处 $\Delta z$ 范围内的光轴变化量;

[0026] (7)将本地线双折射和光轴的变化量由极坐标转换成笛卡尔坐标,方法如下:对极坐标下的本地线双折射和光轴的变化量进行坐标插值变换由极坐标转换成笛卡尔坐标,最

终得出导管偏振敏感光学相干层析成像系统样品的本地线双折射和光轴的变化量图像,即偏振图像。

### 附图说明

[0027] 图1本发明中的导管偏振敏感光学相干层析成像系统的结构示意图

[0028] 图2本发明的一种对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法的流程图。

[0029] 图3鸡胸肉组织的偏振解调结果

[0030] (a) 强度图像 (b) 本地双折射解调方法处理的本地双折射图像

[0031] (c) 本地双折射解调方法处理的本地光轴变化图像

[0032] 图4猪心肌组织偏振解调结果

[0033] (a) 强度图像 (b) 本地双折射解调方法处理的本地双折射图像

[0034] (c) 本地双折射解调方法处理的本地光轴变化图像

### 具体实施方式

[0035] 下面结合实施例和附图对本发明的一种对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法做出详细说明。

[0036] 本发明的一种对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法,利用穆勒矩阵表征系统和样品的偏振特征,通过矩阵分解消除了系统和样品的消偏和双衰减效应。通过对穆勒矩阵进行差分以及推导样品本地双折射信息和差分矩阵的内在联系,得到样品本地双折射信息,如本地线双折射大小和本地光轴的改变量,实现了导管的PS-OCT图像的本地双折射解调。

[0037] 本发明的一种对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法,用于如图1所示的导管偏振敏感光学相干层析成像(PS-OCT)系统,其工作原理是:

[0038] 导管PS-OCT系统的扫描光源1的出射光由1:99光纤耦合器2的1端口进入,并以1:99的比例分别从2、3端口分配到样品臂和参考臂。1:99光纤耦合器2的2端口的出射光进入样品臂,进入样品臂的光束入射到三环偏振控制器3后入射到长为18.5米的保偏光纤4,进入到环形器6的1端口,光从环形器6的2端口出射,出射光经过旋转机构8进入到成像导管11,经过样品反射后的光从成像导管11返回到环形器6中,并通过环形器6的3端口出射。1:99光纤耦合器2的3端口的出射光进入参考臂,进入参考臂的光入射到长为18.5米的单模光纤5,出射光进入环形器7的1端口,从2端口出射进入反射式光纤延迟线10,反射光通过环形器7的2端口入射,从3端口出射到三环偏振控制器9。样品臂经过环形器6的3端口的出射光和参考臂经过三环偏振控制器9的出射光分别从光纤耦合器12的1、2端口入射到50:50的光纤耦合器12中发生干涉,并以50:50的比例分别从3、4端口进入到三环偏振控制器13和三环偏振控制器14,出射光分别入射到偏振分束器15、16,光纤分束器15的出射光分别从端口1、2入射到平衡探测器17、18,偏振分束器16的出射光分别从端口1、2入射到平衡探测器17、18,平衡探测器17、18的电信号被采集卡19接收,传输到计算机20中。

[0039] 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,保偏光纤长度取决于其双折射产生相位延迟等于普通OCT成像

深度的一半。这种方法保证了系统可以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,为后续消除导管旋转引入的系统双折射变化提供可能。

[0040] 如图2所示,本发明的一种对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法,包括如下步骤:

[0041] 1、参考光与输入光偏振调整

[0042] 首先调节系统,分别调节三环偏振控制器9、三环偏振控制器13和三环偏振控制器14使得参考光在两个平衡探测器17、18(H、V通道)上的光强相等,然后调节三环偏振控制器3使得输入光在两个平衡探测器17、18(H、V通道)上的光强也相等。

[0043] 2、样品穆勒矩阵获取

[0044] 调节完系统后开始扫描样品,在两个平衡探测器17、18直接采集到的携带样品信息的信号,分别经过数值色散补偿、插值傅里叶变换得到信号H、V,经过自相关寻峰取得分割阈值,将信号分割成四部分 $H_1, H_2, V_1, V_2$ ,分别为第一个入射偏振态的光在H(水平)方向上的电场强度,第二个入射偏振态的光在H(水平)方向上的电场强度,第一个入射偏振态的光在V(垂直)方向上的电场强度,第二个入射偏振态的光在H(垂直)方向上的电场强度。将整个样品看成由一个个孤立的点组成,取样品同一个点处对应的四个部分的值组成像素点复信号的琼斯矩阵, $z$ 位置处点的琼斯矩阵写做 $J(z) = \begin{bmatrix} H_1 & H_2 \\ V_1 & V_2 \end{bmatrix}$ ,利用琼斯矩阵转换穆勒矩阵公式将之转换成穆勒矩阵 $S(z)$ 。

[0045] 3、将获取的穆勒矩阵进行平均处理得到平均后的穆勒矩阵,方法如下:

[0046]  $z$ 位置处的穆勒矩阵可以表示为:

$$[0047] \quad S(z) = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix} \quad (7)$$

[0048] 利用移动平均窗口,与周围点进行平均,平均后的穆勒矩阵表示为:

$$[0049] \quad \overline{S(z)} = \begin{bmatrix} \overline{m_{11}} & \overline{m_{12}} & \overline{m_{13}} & \overline{m_{14}} \\ \overline{m_{21}} & \overline{m_{22}} & \overline{m_{23}} & \overline{m_{24}} \\ \overline{m_{31}} & \overline{m_{32}} & \overline{m_{33}} & \overline{m_{34}} \\ \overline{m_{41}} & \overline{m_{42}} & \overline{m_{43}} & \overline{m_{44}} \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$[0050] \quad \text{其中 } \overline{m_{ij}}(s) = \frac{1}{N} \sum_{t \in I} m_{ij}(t), (i, j = 1, 2, 3, 4) \quad (9)$$

[0051]  $I$ 为所选的平均窗口包含的区域, $t$ 指代区域中所有的点, $N$ 为窗口所包含的点数, $s$ 为平均窗口的中心点,平均过程即窗口内的平均值代替中心位置处的值。移动平均窗口处理所有数据点得到所有数据点平均后的穆勒矩阵,代替原穆勒矩阵进行计算。

[0052] 4、将平均后的穆勒矩阵进行矩阵分解,方法如下:

[0053] 设 $M_{ST}$ 是样品往返穆勒矩阵, $M_{in}, M_{out}$ 表示系统光路的穆勒矩阵, $Q_{in}, Q_{ref}$ 表示输入光和参考光的等效穆勒矩阵,平均后的穆勒矩阵 $\overline{S(z)}$ 可以表述成:

[0054] 
$$\overline{S}(z) = Q_{ref} M_{out} M_{ST}(z) M_{in} Q_{in} \quad (10)$$

[0055] 将 $\overline{S}(z)$ 进行Lu-Chipman法矩阵分解,消除双衰减效应得到只包含双折射的穆勒矩阵:

[0056] 
$$\overline{S}^R(z) = Q_{ref}^R M_{out}^R M_{ST}^R(z) M_{in}^R Q_{in}^R \quad (11)$$

[0057] 其中 $Q_{in}^R$ ,  $M_{in}^R$ ,  $M_{ST}^R(z)$ ,  $M_{out}^R$ 和 $Q_{ref}^R$ 是只包含双折射成分的穆勒矩阵,对应于 $Q_{in}$ ,  $M_{in}$ ,  $M_{ST}(z)$ ,  $M_{out}$ 和 $Q_{ref}$ 。

[0058] 5、将分解后的穆勒矩阵进行差分处理,得到本地双折射矢量,方法与原理如下:

[0059] 设 $M_S(z)$ 样品单程穆勒矩阵, $M_S^R(z)$ 为只包含双折射部分,有

[0060] 
$$M_{ST}^R = R M_S^R(z)^T R M_S^R(z) \quad (12)$$

[0061]  $R = \text{diag}(1, 1, 1, -1)$ ,  $^T$ 表示矩阵转置,将 $Q_{ref}^R M_{out}^R$ 也看成样品单程穆勒矩阵的一部分,则本地双折射矢量 $\vec{\beta}(z)$ 为:

[0062] 
$$\vec{\beta}(z) = 2R [M_S^R(z) R M_{out}^R Q_{ref}^R]^T \vec{\beta}_L(z) = (\beta_1(z) \quad \beta_2(z) \quad \beta_3(z))^T \quad (13)$$

[0063]

[0064] 其中, $\vec{\beta}_L(z)$ 为本地线双折射矢量, $\vec{\beta}_L(z) = (\beta_L(z) \cos 2\theta(z), \beta_L(z) \sin 2\theta(z), 0)^T$ , $\beta_L(z)$ 为本地线双折射, $\theta(z)$ 为本地光轴,且 $\vec{\beta}(z)$ 三个分量 $\beta_1(z)$ ,  $\beta_2(z)$ ,  $\beta_3(z)$ 由以下公式给出:

[0065] 
$$\frac{\partial \overline{S}^R(z)}{\partial z} \overline{S}^R(z)^{-1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\beta_3(z) & \beta_2(z) \\ 0 & \beta_3(z) & 0 & -\beta_1(z) \\ 0 & -\beta_2(z) & \beta_1(z) & 0 \end{bmatrix} \quad (14)$$

[0066] 由于实际实验中无法对数据求导,故使用 $\frac{\overline{S}^R(z+\Delta z) - \overline{S}^R(z)}{\Delta z} \overline{S}^R(z)^{-1}$ 近似代替,其中

$\Delta z$ 为系统轴向分辨率, $\overline{S}^R(z)$ 为 $z$ 处穆勒矩阵, $\overline{S}^R(z+\Delta z)$ 为相邻点 $z+\Delta z$ 的穆勒矩阵。

[0067] 6、利用本地双折射矢量计算本地线双折射和光轴的变化,方法如下:

[0068] 由于 $\det(M_S^R(z) R M_{out}^R Q_{ref}^R) = 1$ ,  $\det(R) = 1$ ,  $\det(\cdot)$ 代表矩阵求行列式,根据公式(13):

[0069] 
$$\beta_L(z) = |\vec{\beta}_L(z)| = \frac{|\vec{\beta}(z)|}{2}, \Delta\theta(z) = \arccos \left[ \frac{|\vec{\beta}_L(z) \cdot \vec{\beta}_L(z+\Delta z)|}{|\vec{\beta}_L(z)| |\vec{\beta}_L(z+\Delta z)|} \right] = \arccos \left[ \frac{|\vec{\beta}(z) \cdot \vec{\beta}(z+\Delta z)|}{|\vec{\beta}(z)| |\vec{\beta}(z+\Delta z)|} \right] \quad (15)$$

[0070]  $||$ 代表向量的模, $\beta_L(z)$ 是本地线双折射, $\Delta\theta(z)$ 为 $z$ 处 $\Delta z$ 范围内的光轴变化量。

[0071] 7、将本地线双折射和光轴的变化量由极坐标转换成笛卡尔坐标,方法如下:

[0072] 对极坐标下的本地线双折射和光轴的变化量进行坐标插值变换由极坐标转换成笛卡尔坐标,最终得出导管偏振敏感光学相干层析成像系统样品的本地线双折射和光轴的变化量图像,即偏振图像。

[0073] 所述的坐标插值变换是由于在PS-OCT系统的数据采集过程中,是对深度信息A-Scan和横向信息B-Scan进行成像,最终成像结果输出的是极坐标图像,但实际需求是管腔

内的图像,所以需要把处理后的极坐标图像处理成为笛卡尔坐标下的PS-OCT图像。

[0074] 如图3-4所示,为本发明所用的对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法效果图,左边为强度图像,中间为本地双折射解调方法处理的本地双折射图像,右边为本地双折射解调方法处理的本地光轴变化图像。第一行为鸡胸肉图像处理结果,第二行为猪心肌图像处理结果。

[0075] 本发明的一种对导管偏振敏感光学相干层析成像本地双折射解调方法,涉及导管偏振敏感光学相干层析成像(Polarization-sensitive OCT)即PS-OCT图像中如何解调样品的双折射信息,能够消除导管在高速旋转状态下无法解调样品双折射信息的问题,同时能够去除由消偏等因素引起的噪声。本发明使得PS-OCT系统能够完整表达样品的本地双折射信息,提高血管内微观病变的分析能力,较传统OCT强度图像获得动脉粥样硬化斑块更多特征信息,通过对组织偏振信息的提取和解读,获得额外的血管内微观病变分析的能力。本发明利用穆勒矩阵表征系统和样品的偏振特征,通过矩阵分解消除了系统和样品的消偏和双衰减效应。通过对穆勒矩阵进行差分以及推导样品本地双折射信息和差分矩阵的内在联系,得到样品本地双折射信息,如本地线双折射大小和本地光轴的改变量,实现了导管的PS-OCT图像的本地双折射解调。

[0076] 本方法在以前基于穆勒矩阵相似的偏振解调方法上在测量穆勒矩阵加入差分穆勒矩阵方法,可以解调组织斑块的本地双折射信息,如本地线双折射大小和本地光轴的改变量。比较基于相似穆勒矩阵方法中累加双折射的运算,本方法对于组织斑块类型判断的准确性有了显著提高。

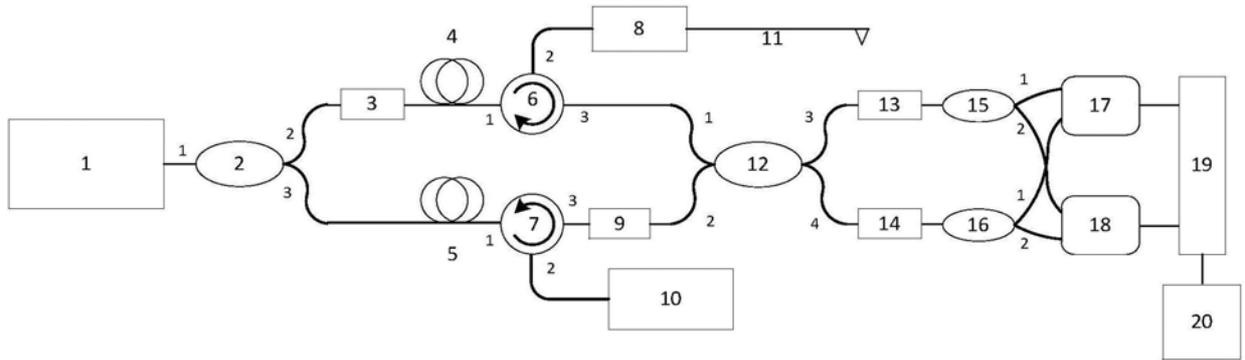


图1

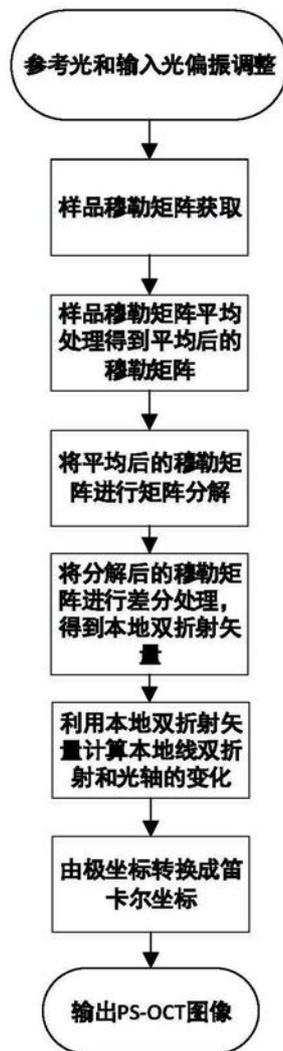


图2

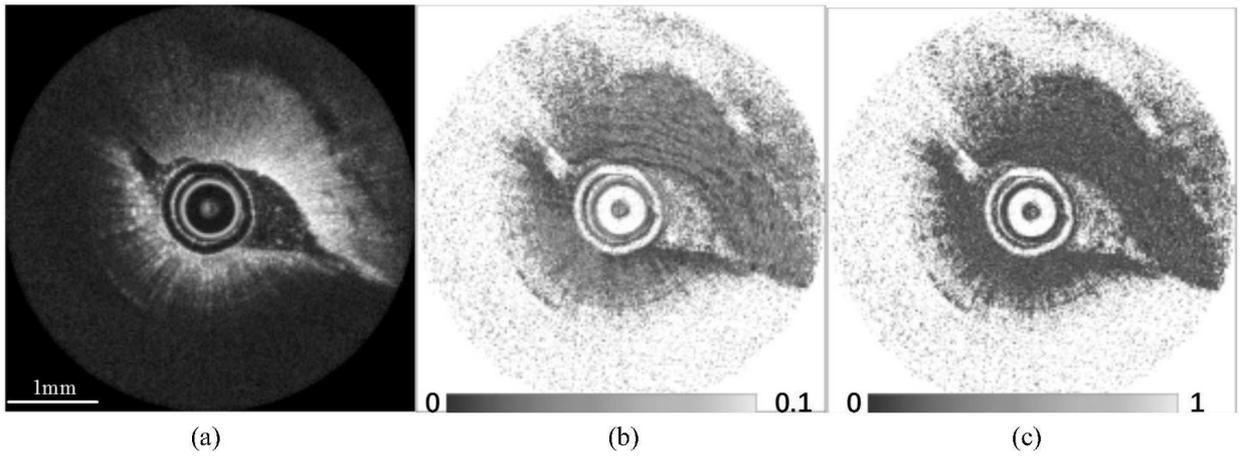


图3

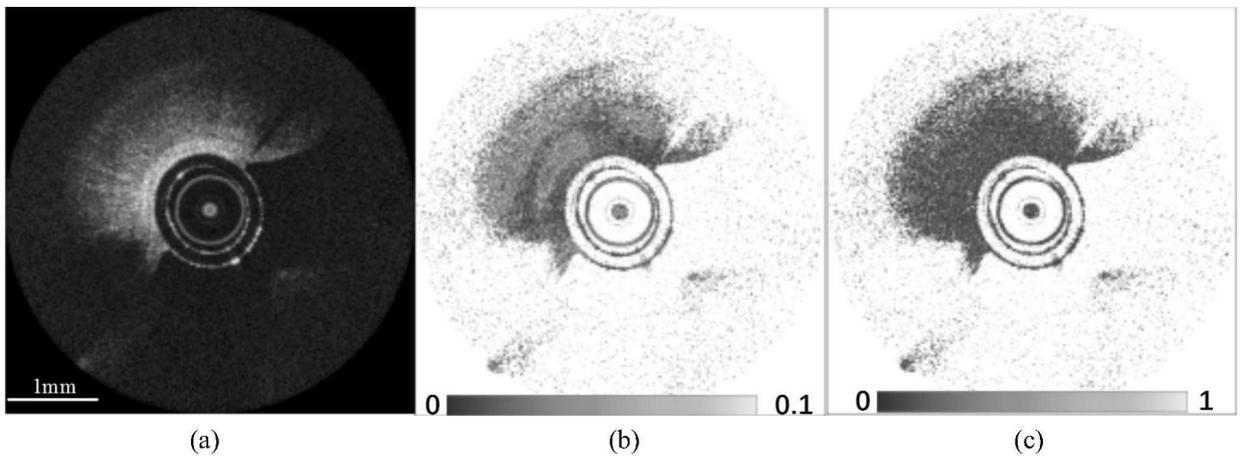


图4