



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110584613 A

(43)申请公布日 2019. 12. 20

(21)申请号 201910954726.1

(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 黄进宇 周亮 童国新
殷聪国 陶魁园 田峰 刘子旭
陆维 匡皓

(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)
A61B 5/02(2006.01)

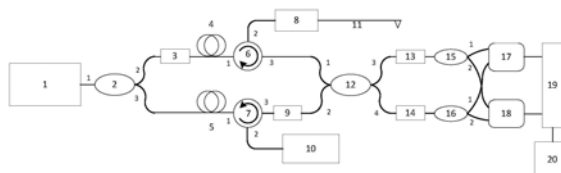
权利要求书2页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统
及解调方法

(57)摘要

一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统
及解调方法,其特征是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。本
发明可以获取血管双折射信息,为心脑血管病变
提供更多特征信息。



1. 一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统,它包括扫描光源(1),其特征是所述的扫描光源(1)的出射光由光纤耦合器(2)的1端口进入,并分别从光纤耦合器(2)2、3端口分配到样品臂和参考臂;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偏振(三环)控制器(3)后入射到保偏光纤(4)进入到第一环形器(6)的1端口,光从第一环形器(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)返回到第一环形器(6)中,并通过第一环形器(6)的3端口出射;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单模光纤(5),单模光纤(5)的出射光进入第二环形器(7)的1端口,从第二环形器(7)的2端口出射进入反射式光纤延迟线(10),反射式光纤延迟线(10)的反射光通过第二环形器(7)的2端口入射,从第二环形器(7)的3端口出射到第一偏振控制器(9),样品臂经过第一环形器(6)的3端口的出射光和参考臂经过第一偏振控制器(9)的出射光分别从光纤耦合器(12)的1、2端口入射到光纤耦合器(12)中发生干涉,并分别从光纤耦合器(12)的3、4端口进入到第二偏振控制器(13)和第四偏振控制器(14),出射光分别入射到第一偏振分束器(15)和第二偏振分束器(16),第一偏振分束器(15)的出射光分别从其端口1、2入射到第一平衡探测器(17)和第二平衡探测器(18),第二偏振分束器(16)的出射光分别从其端口1、2入射到第一平衡探测器(17)和第二平衡探测器(18)中,第一平衡探测器(17)和第二平衡探测器(18)的电信号被采集卡(19)接收,传输到计算机(20)中。

2. 根据权利要求1所述的成像系统,其特征是所述的扫描光源(1)为快速扫描光源,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OCT成像深度的一半,以保证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。

3. 根据权利要求1所述的成像系统,其特征是所述的光纤耦合器(2)为1:99光纤耦合器。

4. 根据权利要求3所述的成像系统,其特征是所述扫描光源(1)的出射光由1:99光纤耦合器(2)的1端口进入,并以1:99的比例分别从光纤耦合器(2)的2、3端口分配到样品臂和参考臂。

5. 根据权利要求1所述的成像系统,其特征是所述的保偏光纤(4)和单模光纤(5)的长度均为18.5米。

6. 根据权利要求1所述的成像系统,其特征是所述的光纤耦合器(12)为50:50光纤耦合器;样品臂经过第一环形器(6)的3端口的出射光和参考臂经过偏振控制器(9)的出射光分别从所述的光纤耦合器(12)的1、2端口入射到光纤耦合器(12)中发生干涉,并以50:50的比例分别从光纤耦合器(12)的3、4端口进入到第一偏振控制器(13)和第二偏振控制器(14)。

7. 一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法,其特征是它包括以下步骤:

步骤一:偏振调平,一方面,将参考光在偏振分集中H路和V路光强相等;另一方面,将样品臂的光均匀分配给两个偏振控制器(13,14);

步骤二:背景信号去除,底噪和基频严重影响成像质量特别是基频出成像,需要去掉底噪和基频;

步骤三:双态色散补偿,对使用PS-OCT系统采集到的数据进行处理,对通道H和通道V在极坐标下的PS-OCT原始图像的每一条A-Line进行Hilbert变换,以复指数的形式表示PS-

OCT干涉信号,再对经过Hilbert变换的每一A-Line进行数值色散补偿处理,通过二阶、三阶色散系数计算出校正相位 $\Phi(k)$,并以e指数的形式与A-Line原始相位相乘,通过相位相加减来实现对A-Line原始信号的数值色散补偿,修正干涉信号的频率展宽;

步骤四:光谱整形,为防止傅里叶变换后,距离域信号频谱泄漏,对A-Line数据使用余弦锥形窗对光谱进行整形;

步骤五:进行插值傅里叶变换,由于深度复用,深度方向数据点数少,需要利用插值傅里叶变换补齐点数,使其与圆周点数一致,最终得到PS-OCT的二维数据信息,即通道H和通道V双态叠加的距离域信息 H_1+H_2 和 V_1+V_2 ;

步骤六:双态图像分割,对通道H和通道V双态叠加的距离域信息 H_1+H_2 和 V_1+V_2 进行分割,利用选取分割点后对每列A-line数据两段数据进行互相关运算,通过互相关峰频移值来调整分割点,最终得到四组数据 H_1 、 H_2 、 V_1 和 V_2 ;

步骤七:进行偏振解算之前选取参考位置,即每列A-line数据的双折射相位延迟零点位置,选用导管护套外表面作为参考面,其不受待测样品影响;采用数据框选定导管护套外表面位置,每列A-line数据落在数据框中数幅强度最大的点为参考点;

步骤八:对 H_1 、 H_2 、 V_1 和 V_2 的每列A-line数据代入偏振解算算法得到双折射相位延迟;

步骤九:对极坐标下的双折射相位延迟图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PS-OCT样品双折射图像。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征是所述的偏振调平包括以下步骤:断开样品臂,首先利用参考臂上的偏振控制器(9)和偏振分束器前两个偏振控制器,将参考臂在偏振分集中H路和V路光强相等;其次,接上样品臂,利用保偏光纤前面的偏振控制器(3)将导管成像做参考,将一维图像上双态成像导管前后表面峰值调等,这样保证样品臂的光均匀分配给两个偏振控制器。

9. 根据权利要求7所述的方法,其特征是所述的背景信号去除方法为:断开样品臂,采集参考光的底噪和基频的A-scan信息,重新连接样品臂后采集信号每个A-scan,每个A-scan减去参考光的底噪和基频。

一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统及解调方法

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OCT技术中使用的导管偏振敏感光学相干层析成像系统及解调方法。

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,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。

发明内容

[0004] 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系统及解调方法,以获取血管双折射信息,为心脑血管病变提供更多特征信息。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。

[0005] 本发明的技术方案之一是:

[0006] 一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统,它包括扫描光源1,其特征是所述的扫描光源1的出射光由光纤耦合器2的1端口进入,并分别从光纤耦合器2的2、3端口分配到样品臂和参考臂;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偏振(三环)控制器3后入射到保偏光纤4进入到第一环形器6的1端口,光从第一环形器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)返回到第一环形器6中,并通过第一环形器6的3端口出射;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单模光纤5,单模光纤5的出射光进入第二环形器7的1端口,

从第二环形器7的2端口出射进入反射式光纤延迟线10,反射式光纤延迟线10的反射光通过第二环形器7的2端口入射,从第二环形器7的3端口出射到第一偏振控制器9,样品臂经过第一环形器6的3端口的出射光和参考臂经过第一偏振控制器9的出射光分别从光纤耦合器12的1、2端口入射到光纤耦合器12中发生干涉,并分别从光纤耦合器12的3、4端口进入到第二偏振控制器13和第四偏振控制器14,出射光分别入射到第一偏振分束器15和第二偏振分束器16,第一偏振分束器15的出射光分别从其端口1、2入射到第一平衡探测器17和第二平衡探测器18,第二偏振分束器16的出射光分别从其端口1、2入射到第一平衡探测器17和第二平衡探测器18中,第一平衡探测器17和第二平衡探测器18的电信号被采集卡19接收,传输到计算机20中。

[0007] 所述的扫描光源1为快速扫描光源,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OCT成像深度的一半,以保证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。

[0008] 所述的光纤耦合器2为1:99光纤耦合器。

[0009] 所述扫描光源1的出射光由1:99光纤耦合器2的1端口进入,并以1:99的比例分别从光纤耦合器2的2、3端口分配到样品臂和参考臂。

[0010] 所述的保偏光纤4和单模光纤5的长度均为18.5米。

[0011] 所述的光纤耦合器12为50:50光纤耦合器;样品臂经过第一环形器6的3端口的出射光和参考臂经过偏振控制器9的出射光分别从所述的光纤耦合器12的1、2端口入射到光纤耦合器12中发生干涉,并以50:50的比例分别从光纤耦合器12的3、4端口进入到第一偏振控制器13和第二偏振控制器14。

[0012] 本发明的技术方案之二是:

[0013] 一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法,其特征是它包括以下步骤:

[0014] 步骤一:偏振调平,一方面,将参考光在偏振分集中H路和V路光强相等;另一方面,将样品臂的光均匀分配给两个偏振控制器13,14;

[0015] 步骤二:背景信号去除,底噪和基频严重影响成像质量特别是基频出成像,需要去掉底噪和基频;

[0016] 步骤三:双态色散补偿,对使用PS-OCT系统采集到的数据进行处理,对通道H和通道V在极坐标下的PS-OCT原始图像的每一条A-Line进行Hilbert变换,以复指数的形式表示PS-OCT干涉信号,再对经过Hilbert变换的每一A-Line进行数值色散补偿处理,通过二阶、三阶色散系数出算出校正相位 $\Phi(k)$,并以e指数的形式与A-Line原始相位相乘,通过相位相加减来实现对A-Line原始信号的数值色散补偿,修正干涉信号的频率展宽;

[0017] 步骤四:光谱整形,为防止傅里叶变换后,距离域信号频谱泄漏,对A-Line数据使用余弦锥形窗对光谱进行整形;

[0018] 步骤五:进行插值傅里叶变换,由于深度复用,深度方向数据点数少,需要利用插值傅里叶变换补齐点数,使其与圆周点数一致,最终得到PS-OCT的二维数据信息,即通道H和通道V双态叠加的距离域信息 H_1+H_2 和 V_1+V_2 ;

[0019] 步骤六:双态图像分割,对通道H和通道V双态叠加的距离域信息 H_1+H_2 和 V_1+V_2 进行分割,利用选取分割点后对每列A-line数据两段数据进行互相关运算,通过互相关峰频移

值来调整分割点,最终得到四组数据 H_1 、 H_2 、 V_1 和 V_2 ;

[0020] 步骤七:进行偏振解算之前选取参考位置,即每列A-line数据的双折射相位延迟零点位置,选用导管护套外表面作为参考面,其不受待测样品影响;采用数据框选定导管护套外表面位置,每列A-line数据落在数据框中数幅强度最大的点为参考点;

[0021] 步骤八:对 H_1 、 H_2 、 V_1 和 V_2 的每列A-line数据代入偏振解算算法得到双折射相位延迟;

[0022] 步骤九:对极坐标下的双折射相位延迟图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PS-OCT样品双折射图像。

[0023] 所述的偏振调平包括以下步骤:断开样品臂,首先利用参考臂上的偏振控制器9和偏振分束器前两个偏振控制器,将参考臂在偏振分集中H路和V路光强相等(软件中有监测H路和V路光强相等);其次,接上样品臂,利用保偏光纤前面的偏振控制器3)将导管成像做参考,将一维图像上双态成像导管前后表面峰值调等,这样保证样品臂的光均匀分配给两个偏振控制器。

[0024] 所述的背景信号去除方法为:断开样品臂,采集参考光的底噪和基频的A-scan信息,重新连接样品臂后采集信号每个A-scan,每个A-scan减去参考光的底噪和基频。

[0025] 本发明的有益效果:

[0026] 传统导管光学相干层析成像系统只能获取血管强度信息,本发明中导管偏振敏感光学相干层析成像系统和解调方法可以获取血管双折射信息,为心脑血管病变提供更多特征信息。

附图说明

[0027] 图1是本发明系统组成结构示意图。

[0028] 图2是本发明的解调方法的流程图。

[0029] 图3是导管PS-OCT鸡胸肉组织强度图像。

[0030] 图4是导管PS-OCT鸡胸肉组织的双折射图像。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

[0032] 实施例一。

[0033] 如图1所示。

[0034] 一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统,如图1所示,它包括扫描光源1,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,反射光通过环形器7的2端口入射,从3端口出射到偏振控制器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端口进入到偏振控制器13和偏振控制器14,出射光分别入射到偏振分束器15、16,偏振分束器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。

[0035] 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。

[0036] 实施例二。

[0037] 如图2-4所示。

[0038] 一种导管偏振敏感光学相干层析成像解调方法,如图2所示,它包括以下步骤:

[0039] 步骤一:偏振调平,一方面,将参考光在偏振分集中H路和V路光强相等;另一方面,将样品臂的光均匀分配给两个偏振态13和14。具体步骤如下:将断开样品臂,首先利用参考臂上的偏振控制器9和偏振分束器前两个偏振控制器,将参考臂在偏振分集中H路和V路光强相等,软件中有监测H路和V路光强相等。其次,接上样品臂,利用保偏光纤前面的偏振控制器3将导管成像做参考,将一维图像上双态成像导管前后表面峰值调等,这样保证样品臂的光均匀分配给两个偏振态。

[0040] 步骤二:背景信号去除,底噪和基频严重影响成像质量特别是基频出成像,需要去掉底噪和基频。体方法为:断开样品臂(导管部分),采集参考光的底噪和基频的A-scan信息。重新连接样品臂(导管部分)后采集信号每个A-scan,每个A-scan减去参考光的底噪和基频。

[0041] 步骤三:双态色散补偿,对使用PS-OCT系统采集到的数据进行处理,对通道H和通道V在极坐标下的PS-OCT原始图像的每一条A-Line进行Hilbert变换,以复指数的形式表示PS-OCT干涉信号,再对经过Hilbert变换的每一A-Line进行数值色散补偿处理,通过二阶、三阶色散系数出算出校正相位 $\Phi(k)$,并以e指数的形式与A-Line原始相位相乘,通过相位相加减来实现对A-Line原始信号的数值色散补偿,修正干涉信号的频率展宽。色散补偿时将传播常数 $\beta(\Delta k)$ 在中心波数 k_0 处按泰勒级数展开,得到二阶项系数和三阶项系数,分别两个偏振态的二阶系数和三阶系数代入到功率谱中进行数量级和数值遍历计算,获得局部最优色散系数,并将其代入到干涉信号的相位补偿计算公式中,实现双态色散补偿。使用系统在导管空载状态下进行数据采集,得到参考光和导管探针端面的反射光相干的干涉信号;取H通道或V通道的干涉信号中的任意一条A-Line数据,对该数据做Hilbert变换,得到该条A-Line数据的实部和虚部,再通过欧拉公式将这一条A-Line信号以幅指数的形式表示:

$$[0042] \quad \hat{S}(k) = |S(k)| \exp\{i\phi_0(k)\} \quad (1)$$

[0043] 其中 $\phi_0(k)$ 为干涉信号的初相位;

[0044] 对A-Line干涉信号的初相位 $\phi_0(k)$ 在中心波数 k_0 处,按泰勒级数展开:

$$[0045] \quad \phi(k) = \phi(k) - a_2 \cdot (2\pi c)^2 \cdot (k-k_0)^2 - a_3 \cdot (2\pi c)^3 \cdot (k-k_0)^3 \dots \quad (2)$$

[0046] 得到二阶色散系数 a_2 和三阶色散系数 a_3 ,其中 a_2 为群速度延迟;

[0047] 每个输入偏振态的相位均能得到一组 a_2 和 a_3 的值,初始化这两个待定系数的数量级范围和数值范围,代入到公式(2)中进行遍历计算;在初始化的范围内,计算出一组关于干涉项的补偿相位,将计算所得的补偿相位以e指数的形式与H通道或V通道的原始干涉信号指数相乘,在将所得的结果做快速傅里叶变换,取功率谱最大值的坐标位置即为色散系数的数量级或数值。选择光纤导管探针包裹层的外表面区域,在当前区域中依次遍历 a_2 和 a_3 的数量级和数值大小,通过求遍历过程中干涉信号的干涉峰的最大值确定 a_2 和 a_3 的数量级和数值大小,所得结果 a_2 和 a_3 即为当前系统的双态色散补偿系数,由于是随机选择的A-Line数据, a_2 和 a_3 实际为双态色散补偿系数的局部最优解。

[0048] 步骤四:光谱整形,未防止傅里叶变换后,距离域信号频谱泄漏。对A-Line数据,使用进行余弦锥形窗对光谱进行整形。

[0049] 步骤五:进行插值傅里叶变换,由于在本系统深度复用,深度方向数据点数少,需要利用插值傅里叶变换补齐点数,使其与圆周点数一致,最终得到PS-OCT的二维数据信息,即通道H和通道V双态叠加的距离域信息 H_1+H_2 和 V_1+V_2

[0050] 步骤六:双态图像分割,对通道H和通道V双态叠加的距离域信息 H_1+H_2 和 V_1+V_2 进行分割,利用选取分割点后对每列A-line数据两段数据进行互相关运算,通过互相关峰频移值来调整分割点,最终得到四组数据 H_1 、 H_2 、 V_1 和 V_2 。双态图像分割方法采用互相关的方法,将H通道和V通道的同一个A-Line数据做互相关运算,其中包含两个输入偏振态的A-Scan数据,根据互相关峰的偏移量对两个输入偏振态的数据起始位置进行调整,以确保两个输入偏振态的第一个有效数据点是对齐的,最终保证在接下来的偏振解算中,构成测量琼斯矩阵的四个电场数据均来自同一样品的同一深度位置。

[0051] 步骤七:进行偏振解算之前选取参考位置,即每列A-line数据的双折射相位延迟零点位置,一般选取样品表面作为参考面,但由于在导管OCT系统中,样品表面反射强度不稳定,选择不稳定参考面会对后面偏振信息解算产生严重影响。本系统中选用导管护套外表面作为参考面,其不受待测样品影响。具体选取方法,采用数据框选定导管护套外表面位置,每列A-line数据落在数据框中数幅强度最大的点为参考点。

[0052] 步骤八:对 H_1 、 H_2 、 V_1 和 V_2 的每列A-line数据代入偏振解算算法得到双折射相位延迟。

[0053] 步骤九:对极坐标下的双折射相位延迟图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PS-OCT样品双折射图像

[0054] 经过本发明处理后的输出图像与未经过处理的原始强度图像相比,图像中的双折射信息得到正确的表达。如图3、4所示。

[0055] 具体实施时,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。

[0056] 推算过程如下:

[0057] 将系统输出的四个电场分量定义为琼斯矩阵形式:

$$[0058] \quad J = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \quad (2-6)$$

[0059] 琼斯矩阵和穆勒矩阵的转换关系为:

$$[0060] \quad M = U(J \otimes J^*)U^{-1} \quad (2-7)$$

[0061] 其中 \otimes 表示克罗内克积,U表示变换矩阵:

$$[0062] \quad U = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \quad (2-8)$$

[0063] 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 :

$$[0064] \quad Q_z = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{i\varphi} \end{bmatrix} \otimes \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & e^{-i\varphi} \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -i \\ 0 & 0 & 1 & i \\ 1 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2-9)$$

[0065] 对测量穆勒矩阵 Q_z 的元素做欧拉变换,可得:

$$[0066] \quad Q_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos \varphi & -\sin \varphi \\ 0 & 0 & \sin \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix} \quad (2-10)$$

[0067] 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:

$$[0068] \quad Q_{zref} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

[0069] 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:

$$[0070] \quad J(z) = \begin{bmatrix} H_1(z) & H_2(z) \\ V_1(z) & V_2(z) \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

[0071] 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:

$$[0072] \quad J(z_{ref}) = \begin{bmatrix} H_1(z_{ref}) & H_2(z_{ref}) \\ V_1(z_{ref}) & V_2(z_{ref}) \end{bmatrix} \quad (2-13)$$

[0073] 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 $S(z_{ref})$ 。

[0074] 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:

$$[0075] \quad S(z_{ref}) = Q_{Z_{ref}} M_{out} M_{in} Q_Z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-14)$$

[0076] 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:

$$[0077] \quad S(z) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{ST}(z) M_{in} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (2-15)$$

[0078] 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 $M(z_{ref}, z)$:

$$[0079] \quad \begin{aligned} M(z_{ref}, z) &= S(z) S(z_{ref})^{-1} \\ &= Q_{Z_{ref}} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} Q_{Z_{ref}}^{-1} \\ &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} M_{out} M_{S,T}(z) M_{out}^{-1} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix}^{-1} \end{aligned} \quad (2-16)$$

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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 。

[0083] 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:

$$[0084] \quad M = M_{\Delta} M_R M_D \quad (2-17)$$

[0085] 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。

[0086] 相位延迟矩阵 M_R 可以表示为:

$$[0087] \quad M_R = \begin{bmatrix} 1 & \vec{0} \\ \vec{0} & m_R \end{bmatrix} \quad (2-18)$$

[0088] 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:

$$[0089] \quad m_R = m_{\Delta}^{-1} m' \quad (2-19)$$

[0090] 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:

$$[0091] \quad M' = M_{\Delta} M_R = M M_D^{-1} \quad (2-20)$$

[0092] 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:

$$[0093] \quad M_D = \begin{bmatrix} 1 & \vec{D}^T \\ \vec{D} & m_D \end{bmatrix} \quad (2-21)$$

[0094] 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:

$$[0095] \quad \vec{D} \equiv |\vec{D}| \hat{D} = \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{pmatrix} = \frac{1}{M_{11}} \begin{pmatrix} M_{12} \\ M_{13} \\ M_{14} \end{pmatrix} \quad (2-22)$$

[0096] 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。

$$[0097] \quad d_i = \frac{M_{1(i+1)}}{M_{11}} \quad (2-23)$$

[0098] 二向衰减矩阵的子矩阵 m_D 可以表示为:

$$[0099] \quad m_D = \sqrt{1 - \|\bar{D}\|^2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \frac{(1 - \sqrt{1 - \|\bar{D}\|^2})}{\|\bar{D}\|^2} \begin{bmatrix} d_1^2 & d_1 d_2 & d_1 d_3 \\ d_2 d_1 & d_2^2 & d_2 d_3 \\ d_3 d_1 & d_3 d_2 & d_3^2 \end{bmatrix} \quad (2-24)$$

[0100] 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。

[0101] 退偏矩阵 M_Δ 可以表示为:

$$[0102] \quad M_\Delta = \begin{bmatrix} 1 & \bar{0} \\ \bar{P}_\Delta & m_\Delta \end{bmatrix} \quad (2-25)$$

[0103] 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} ,

$$[0104] \quad \bar{P}_\Delta = \frac{\bar{P} - m\bar{D}}{1 - \|\bar{D}\|^2} \quad (2-26)$$

$$[0105] \quad \bar{P} = \frac{1}{M_{11}} \begin{bmatrix} M_{21} \\ M_{31} \\ M_{41} \end{bmatrix} \quad (2-27)$$

[0106] 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:

$$[0107] \quad m_\Delta = \frac{(\sqrt{\lambda_1} + \sqrt{\lambda_2} + \sqrt{\lambda_3})m'(m')^T + \sqrt{\lambda_1\lambda_2\lambda_3} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}{m'(m')^T + (\sqrt{\lambda_1\lambda_2} + \sqrt{\lambda_2\lambda_3} + \sqrt{\lambda_3\lambda_1}) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}} \quad (2-28)$$

[0108] 其中 λ_i ($i=1, 2, 3$)表示子矩阵 m' 的特征值。

[0109] 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:

$$[0110] \quad M^R(z_{ref}, z) = Q_{Zref} M_{out}^R M_{S,T}^R(z) M_{out}^{R-1} Q_{Zref}^{-1} \quad (2-29)$$

[0111] 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:

$$[0112] \quad R = \arccos\left(\frac{\text{tr}(M_{s,r}^R(z))}{2} - 1\right) \quad (2-30)$$

[0113] 其中, $M_{s,r}^R(z)$ 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 $M_{s,r}^R(z)$ 矩阵的迹。

[0114] 具体实施时光谱整形可采用以下方法进行, 通过信号加窗的方式实现时频局域化, 信号加窗可以修正频谱泄漏的问题, 选取不同的窗函数最终会影响分辨率和信噪比。让 k 域的干涉信号通过一个余弦锥形 (Cosine Tapered) 窗进行信号加窗, 加窗信号表示为:

$$[0115] \quad y_i = \begin{cases} 0.5x_i(1 - \cos(\frac{2\pi i}{2m})) & \text{其中 } i = 0, 1, 2, \dots, m-1 \\ 0.5x_i(1 - \cos(\frac{2\pi(n-i-1)}{2m})) & \text{其中 } i = n-m, \dots, n-1 \\ x_i & \text{其他} \end{cases} \quad (1-1)$$

$$[0116] \quad m = \left\lfloor \frac{nr}{2.0} \right\rfloor \quad (1-2)$$

[0117] 其中 y 代表输出序列, 即加窗后的 x 序列, n 是 x 序列中元素的数量, r 是锥形部分的总长度与信号总长度的比率, m 的取值方式为向下取整; 当 $r \leq 0$ 时, 该窗相当于矩形 (Rectangular) 窗; $r \geq 1$ 时, 该窗相当于汉宁 (Hanning) 窗, 通过设置目标分辨率要求, 将 n 和 r 根据上述流程遍历即可。

[0118] 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。

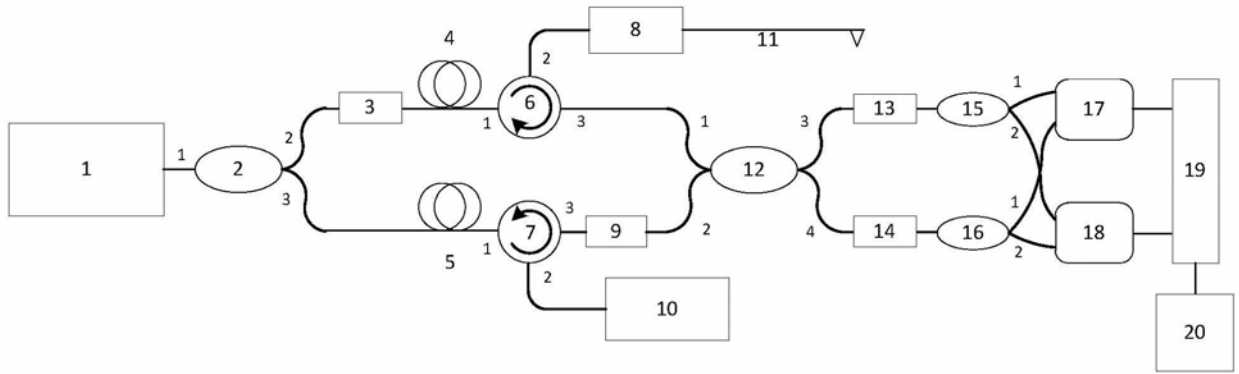


图1

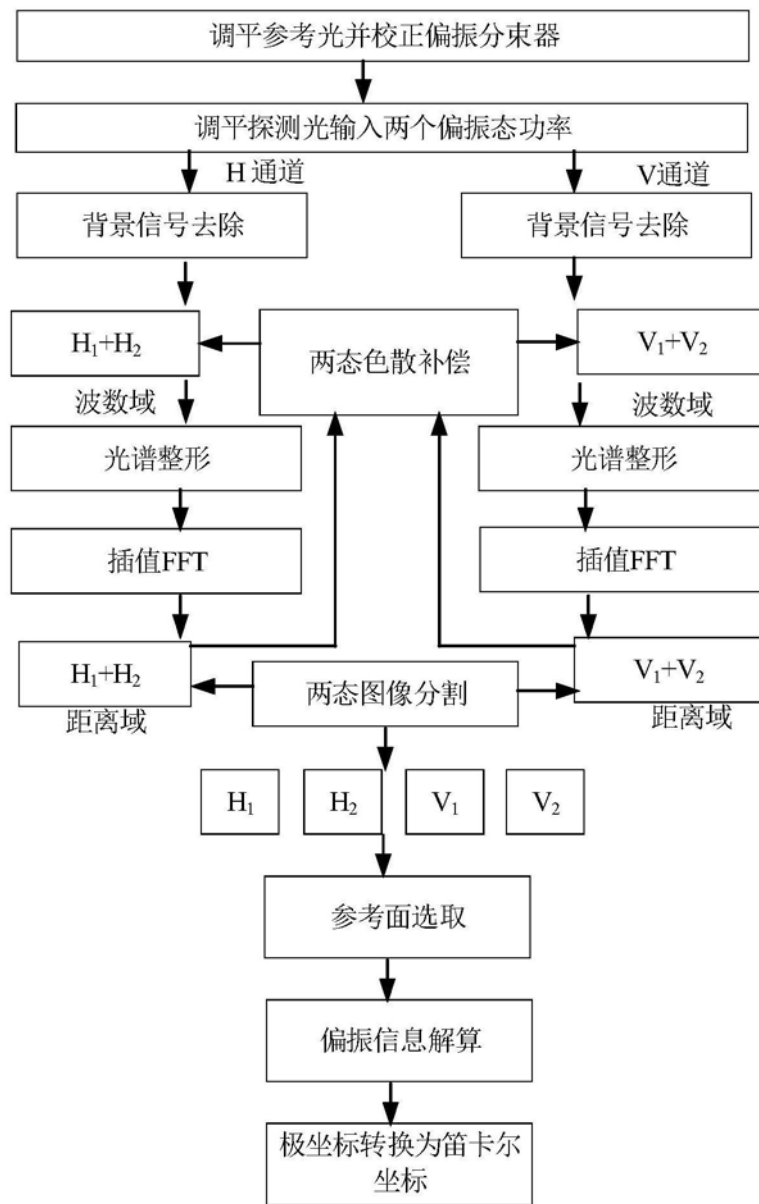


图2

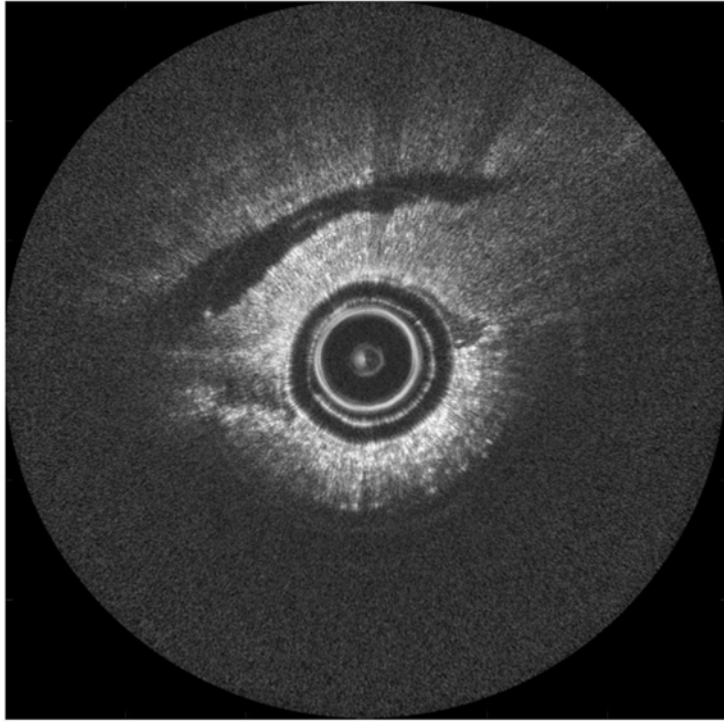


图3

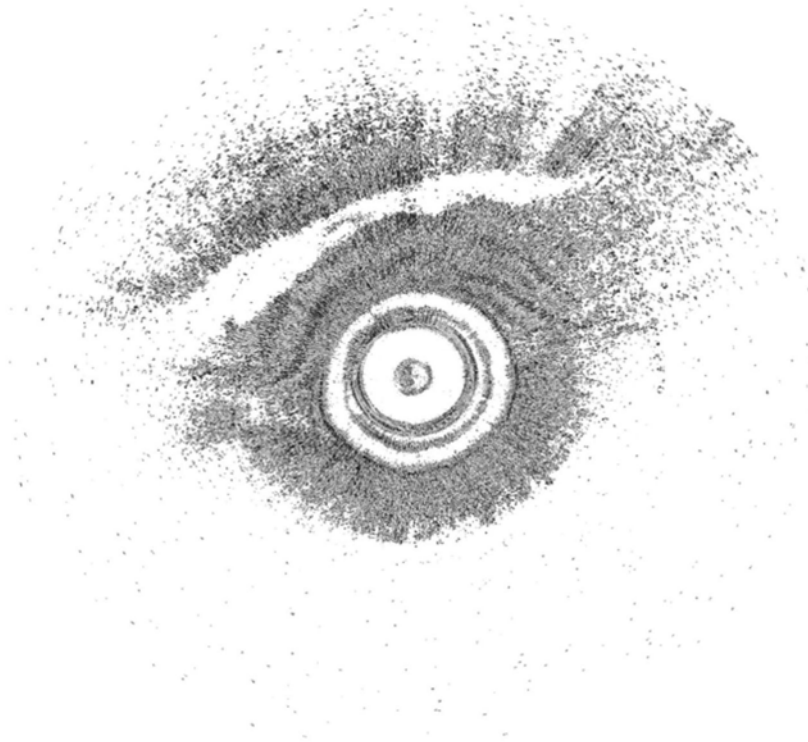


图4