



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110731755 A

(43)申请公布日 2020.01.31

(21)申请号 201910955480.X

(22)申请日 2019.12.03

(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 郑博 陆维  
陶魁园 袁德胜 刘江涛

(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)  
G02B 7/00(2006.01)

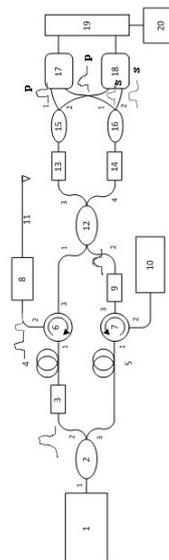
权利要求书1页 说明书2页 附图3页

(54)发明名称

一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统的偏振调平方法

(57)摘要

一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统的偏振调平方法,其特征是:首先,通过调整第二偏振控制器(9)将参考臂入射到光纤耦合器(12)的光偏振态调整成P光和S光的分量相等,并且把入射至第一平衡探测器(17)和第二平衡探测器(18)的两个输入端功率调相等;其次,将样品臂入射到样品的P光和S光的光偏振态在时域上分开,并且通过第一偏振控制器(3)和保偏光纤(4)将P光和S光强度调整到相等。本发明为导管偏振敏感光学相干层析成像解调奠定了基础,能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的偏振调平方法,其特征是:首先,通过调整第二偏振控制器(9)将参考臂入射到光纤耦合器(12)的光偏振态调整成P光和S光的分量相等,并且把入射至第一平衡探测器(17)和第二平衡探测器(18)的两个输入端功率调相等;其次,将样品臂入射到样品的P光和S光的光偏振态在时域上分开,并且通过第一偏振控制器(3)和保偏光纤(4)将P光和S光强度调整到相等。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征是所述的光纤耦合器(12)为50:50光纤耦合器。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征是所述的保偏光纤(4)的长度均为18.5米。

## 一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统的偏振调平方法

### 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系统的偏振调平方法。

### 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。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此类问题, 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。而其中的偏振调平是实现正确解调的关键。

### 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的偏振调平方法。

[0005] 本发明的技术方案是:

一种导管偏振敏感光学相干层析成像系统的偏振调平方法, 其特征是: 首先, 通过调整第二偏振控制器9将参考臂入射到光纤耦合器12的光偏振态调整成P光和S光的分量相等, 并且把入射至第一平衡探测器17和第二平衡探测器18的两个输入端功率调相等; 其次, 将样品臂入射到样品的P光和S光的光偏振态在时域上分开, 并且通过第一偏振控制器3和保偏光纤4将P光和S光强度调整到相等。

[0006] 所述的光纤耦合器12为50:50光纤耦合器。

[0007] 所述的保偏光纤4的长度均为18.5米。

[0008] 本发明的有益效果：

本发明为导管偏振敏感光学相干层析成像解调奠定了基础，能为心脑血管病变提供更多特征信息。

## 附图说明

[0009] 图1是本发明系统组成结构示意图。

[0010] 图2是本发明的参考臂偏整调平流程图。

[0011] 图3是本发明的样品臂偏整调平流程图。

## 具体实施方式

[0012] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

[0013] 如图1所示。

[0014] 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。

[0015] 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。

[0016] 与图1相配的解析方法包括：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。而其中的偏振调平方法包括参考臂和样品臂的偏振调平，首先，通过调整第二偏振控制器9将参考臂入射到光纤耦合器12的光偏振态调整成P光和S光的分量相等，并且把入射至第一平衡探测器17和第二平衡探测器18的两个输入端功率调相等；调整过程如图2所示。其次，将样品臂入射到样品的P光和S光的光偏振态在时域上分开，并且通过第一偏振控制器3和保偏光纤4将P光和S光强度调整到相等，调整过程如图3所示。并且这两个步骤在时间上是顺序的，不可以前后调整。

[0017] 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。

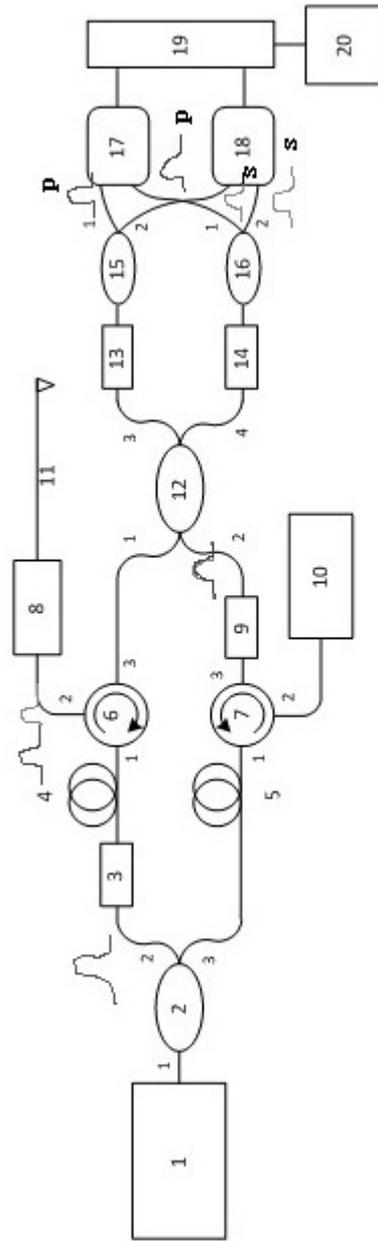


图1

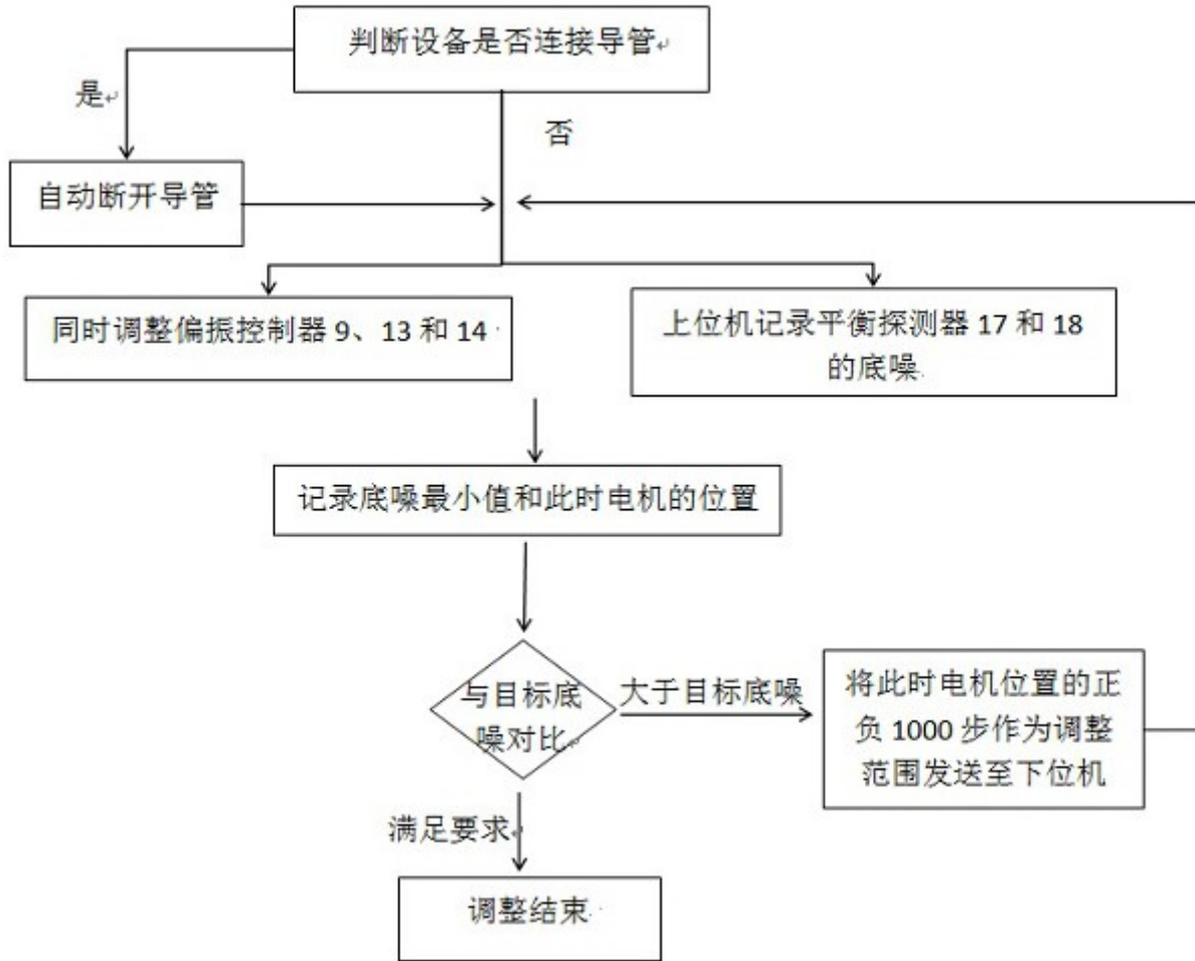


图2

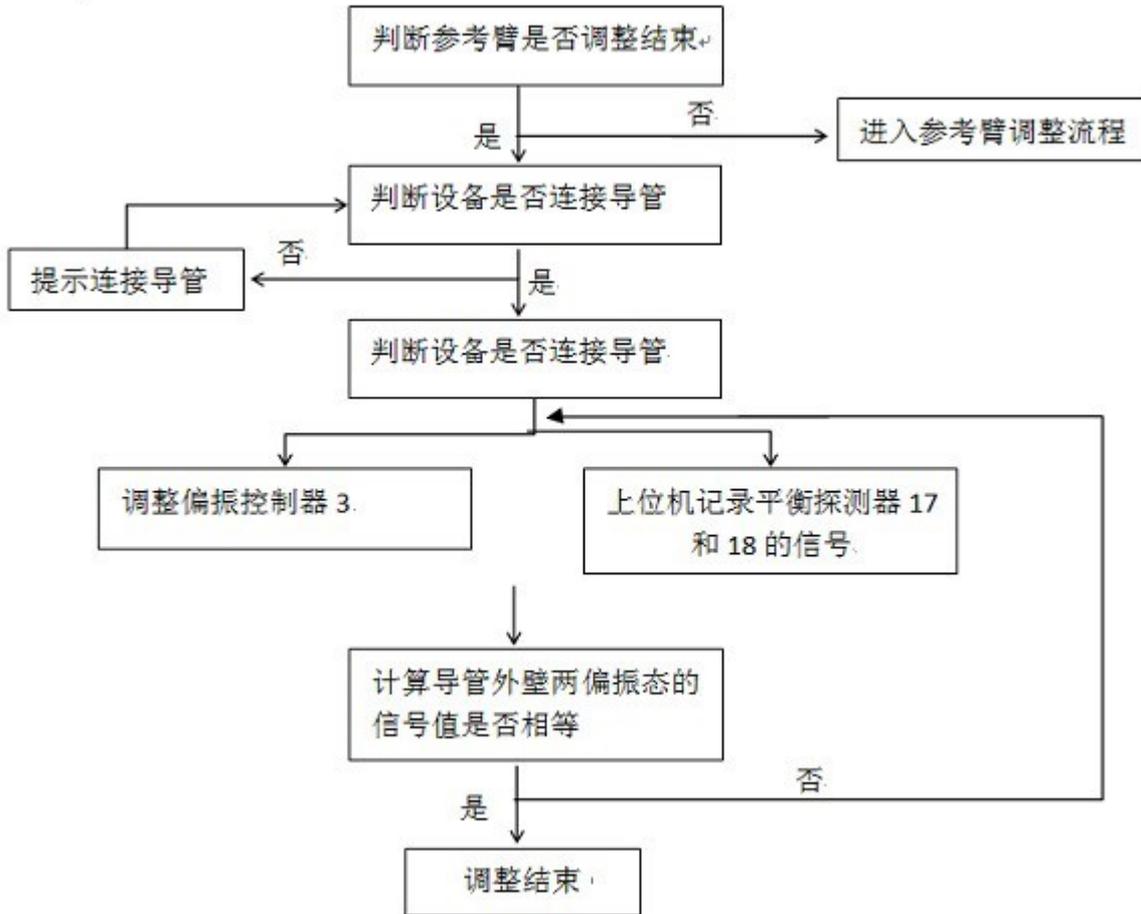


图3