

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/04 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710067679.6

[43] 公开日 2007年9月12日

[11] 公开号 CN 101032390A

[22] 申请日 2007.3.29
[21] 申请号 200710067679.6
[71] 申请人 浙江大学
地址 310027 浙江省杭州市西湖区浙大路 38 号
[72] 发明人 丁志华 孟 婕 王 凯 朱 璞
吴 彤

[74] 专利代理机构 杭州求是专利事务所有限公司
代理人 林怀禹

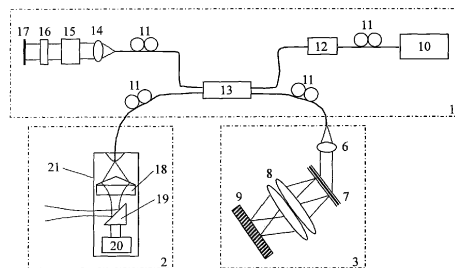
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 2 页

[54] 发明名称

用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统

[57] 摘要

本发明公开了一种用于在体光学活检的谱域 OCT(光学相干层析)内窥成像系统。包括光纤干涉仪、成像探头、探测单元、图像采集卡与计算机。为了提高成像速度,探测单元采用光栅光谱仪,深度信息是基于干涉光谱的并行探测快速提取的,无法采用动态聚焦来保证横向分辨率。因而在成像探头中将轴锥镜和内部转动的直角棱镜或圆对称分光镜组合来保证整个成像深度范围内的高横向分辨率,并实现圆周扫描的内窥成像。不仅提出了两种圆周扫描探头的实施方法,还给出了相应的系统结构。本发明可广泛应用于口腔、喉、呼吸道、胃肠道、尿道、生殖道和血管的内窥光学活检和分析研究。



1、用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统，包括光纤干涉仪(1)、成像探头(2)、探测单元(3)、图像采集卡(4)和计算机(5)；光纤干涉仪(1)的一端接成像探头(2)，由成像探头(2)接收的光返回光纤干涉仪(1)，产生的干涉信号进入探测单元(3)，探测单元(3)的探测信号传输到图像采集卡(4)，图像采集卡(4)与计算机(5)连接；所述的探测单元(3)包括准直镜(6)、衍射光栅(7)、双胶合消色差透镜(8)、快速线阵 CCD(9)；其特征在于：

所述的成像探头(2)：包括装在透明护套(21)内的轴锥镜(18)、直角棱镜(19)和微马达(20)；轴锥镜(18)和直角棱镜(19)组合，微马达(20)带动直角棱镜(19)旋转，以实现圆周扫描成像。

所述的光纤干涉仪(1)：包括宽带光源(10)、四个偏振控制器(11)、隔离器(12)、宽带光纤耦合器(13)、准直镜(14)、色散补偿器(15)、中性滤光片(16)和反射镜(17)；宽带光源(10)发出的低相干光，依次经第一偏振控制器和隔离器(12)后，接入宽带光纤耦合器(13)，分光后分别进入参考臂和样品臂，从参考臂光纤出来的光经第二偏振控制器、准直镜(14)、色散补偿器(15)和中性滤光片(16)后入射到反射镜(17)，从反射镜(17)返回的参考光再由原光路耦合回参考臂的光纤，返回宽带光纤耦合器(13)，样品臂的光经第三偏振控制器接入成像探头(2)，成像探头(2)返回的光再由原光路耦合回样品臂的光纤，在宽带光纤耦合器(13)处与参考光汇合并发生干涉，产生的干涉信号经第四偏振控制器接入探测单元(3)，CCD 探测到的信号经过图像采集卡(4)连接到计算机(5)。

2、用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统，包括光纤干涉仪(1)、成像探头(2)、探测单元(3)、图像采集卡(4)和计算机(5)；光纤干涉仪(1)的一端接成像探头(2)，由成像探头(2)接收的光返回光纤干涉仪(1)，产生的干涉信号进入探测单元(3)，探测单元(3)的探测信号传输到图像采集卡(4)，图像采集卡(4)与计算机(5)连接；所述的探测单元(3)包括准直镜(6)、衍射光栅(7)、双胶合消色差透镜(8)、快速线阵 CCD(9)；其特征在于：

所述的成像探头(2)：包括装在透明护套(21)内的轴锥镜(18)、圆对称分光镜(23)和微马达(20)；轴锥镜(18)和圆对称分光镜(23)组合，参考面(24)设置在圆对称分光镜(23)内部，微马达(20)带动圆对称分光镜(23)旋转，以实现圆周扫描成像。

所述的光纤干涉仪(1)：包括宽带光源(10)、三个偏振控制器(11)、隔离器(12)

和光纤环形器(22)；从宽带光源(10)出来的低相干光，经第一偏振控制器、隔离器(12)入射到光纤环形器(22)，经第二偏振控制器接入成像探头(2)，从成像探头(2)返回的干涉光，回到光纤环形器(22)后经第三偏振控制器接入探测单元(3)，CCD 探测到的信号经过图像采集卡(4)连接到计算机(5)。

用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统

技术领域

本发明涉及光学相干层析成像（OCT）技术，尤其涉及一种用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统。

背景技术

光学相干层析成像（Optical Coherence Tomography，简称 OCT）是一种新兴的光学成像技术，相对于传统的临床成像手段来说，能实现对活体内部的组织结构与生理功能进行非接触、无损伤、高分辨率成像，是基础医学研究和临床诊断应用的重要潜在工具，可用于眼科、皮肤、肿瘤等疾病的早期诊断上。

快速成像技术一直是 OCT 技术的核心。时域 OCT 通过参考臂机械扫描或其它光程扫描方式来获取深度信息，成像速度受到一定限制。基于光栅型快速扫描光学延迟线，一般只能达到 1K 的轴向扫描速度。在时域 OCT 中，尽管成像探头同时照明整个样品的成像深度范围，但只有样品臂中与参考臂的光程差小于光源相干长度的少部分后向散射光参与干涉成像，不同深度信息的提取必须通过参考臂光程的改变来依次实现。目前，处于热点研究中的谱域 OCT 通过增加干涉光谱的并行探测维度来实现深度信息的即时提取，成像速度因而可以极大地提高。谱域 OCT 中，所有成像深度范围内的后向散射光都同时参与成像，这种深度信息探测的并行性，根本解决了成像速度提高与分辨单元信号采集时间下降之间的矛盾，能够实现高速成像的同时不降低信噪比。

常规成像探头中，成像深度和横向分辨率是一对矛盾。时域 OCT 通常采用动态聚焦的方法来解决这个问题，但在谱域 OCT 中，深度信息是基于干涉光谱的并行探测快速提取的，无法采用动态聚焦。因此，目前的谱域 OCT 中，只能在成像深度和横向分辨率之间找权衡。OCT 成像探头能否小型化是实施在体内窥诊断的前提条件，成像探头只有满足小型化要求，才能进入人体腔，实施在体光学活检。但小型化带来的问题却是空间尺度严重受限，严重制约了可供选择的高质量成像方法。因此，研制有限尺度下的高质量成像探头，是一大技术难点。

发明内容

本发明的目的在于提供一种用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统，谱域 OCT 通过干涉光谱的并行探测来实现深度信息的快速提取，无法采用动态

聚焦来保证整个成像深度范围内的高横向分辨率。因而在成像探头中将轴锥镜和内部转动的直角棱镜或圆对称分光镜组合来实现大焦深及高横向分辨的圆周扫描成像，提出了两种圆周扫描探头的实施方法和相应的系统。

本发明的目的是通过如下技术方案实现的：

方案一：

用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统，包括光纤干涉仪、成像探头、探测单元、图像采集卡和计算机；光纤干涉仪的一端接成像探头，由成像探头接收的光返回光纤干涉仪，产生的干涉信号进入探测单元，探测单元的探测信号传输到图像采集卡，图像采集卡与计算机连接；所述的探测单元包括准直镜、衍射光栅、双胶合消色差透镜、快速线阵 CCD。

所述的成像探头：包括装在透明护套内的轴锥镜、直角棱镜和微马达；轴锥镜和直角棱镜组合，微马达带动直角棱镜旋转，以实现圆周扫描成像。

所述的光纤干涉仪：包括宽带光源、四个偏振控制器、隔离器、宽带光纤耦合器、准直镜、色散补偿器、中性滤光片和反射镜；宽带光源发出的低相干光，依次经第一偏振控制器和隔离器后，接入宽带光纤耦合器，分光后分别进入参考臂和样品臂，从参考臂光纤出来的光经第二偏振控制器、准直镜、色散补偿器和中性滤光片后入射到反射镜，从反射镜返回的参考光再由原光路耦合回参考臂的光纤，返回宽带光纤耦合器，样品臂的光经第三偏振控制器接入成像探头，成像探头返回的光再由原光路耦合回样品臂的光纤，在宽带光纤耦合器处与参考光汇合并发生干涉，产生的干涉信号经第四偏振控制器接入探测单元，CCD 探测到的信号经过图像采集卡连接到计算机。

方案二：

用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统，包括光纤干涉仪、成像探头、探测单元、图像采集卡和计算机；光纤干涉仪的一端接成像探头，由成像探头接收的光返回光纤干涉仪，产生的干涉信号进入探测单元，探测单元的探测信号传输到图像采集卡，图像采集卡与计算机连接；所述的探测单元包括准直镜、衍射光栅、双胶合消色差透镜、快速线阵 CCD。

所述的成像探头：包括装在透明护套内的轴锥镜、圆对称分光镜和微马达；轴锥镜和圆对称分光镜组合，参考面设置在圆对称分光镜内部，微马达带动圆对称分光镜旋转，以实现圆周扫描成像。

所述的光纤干涉仪：包括宽带光源、三个偏振控制器、隔离器和光纤环形器；从宽带光源出来的低相干光，经第一偏振控制器、隔离器入射到光纤环形

器，经第二偏振控制器接入成像探头，从成像探头返回的干涉光，回到光纤环形器后经第三偏振控制器接入探测单元，CCD 探测到的信号经过图像采集卡连接到计算机。

与背景技术相比，本发明具有的有益效果是：

1、有效解决了谱域 OCT 中无法采用动态聚焦保证横向分辨率的难题，在成像探头的设计上，基于内部转动的直角棱镜或圆对称分光镜与轴锥镜的组合来实现大焦深、高横向分辨的圆周扫描成像技术，该技术不仅确保了轴锥镜的轴上点高质量成像，而且有效缓解了高成像质量与探头有限尺度间的矛盾。

2、提出了两种圆周扫描探头的实施方法和相应的系统，结构简单，实施性好。如果将参考臂独立出来可以通过色散补偿器和中性滤光片来匹配两个臂之间的色散和光强，提高成像质量；如果将参考面设置在成像探头内部，整个系统的抗干扰能力增强，而且相对于非对称的直角棱镜来说，采用圆对称分光镜，微电机的转动将会更平稳。

3、用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统，针对人体内腔表面以下数毫米深度进行高分辨实时成像，可广泛应用于口腔、喉、呼吸道、胃肠道、尿道、生殖道和血管的内窥光学活检和分析研究。包括常规活检前的预筛选，指导内镜下的定位活检，重要器官的无损活检，实施治疗过程的实时监视与疗效跟踪等，具有非常重要的现实意义。

附图说明

图 1 是本发明的谱域 OCT 内窥成像系统的框架示意图；

图 2 是本发明实施例 1 的系统结构原理示意图；

图 3 是本发明实施例 2 的系统结构原理示意图。

图中：1、光纤干涉仪，2、成像探头，3、探测单元，4、图像采集卡，5、计算机，6、准直镜，7、衍射光栅，8、双胶合消色差透镜，9、快速线阵 CCD，10、宽带光源，11、偏振控制器，12、隔离器，13、宽带光纤耦合器，14、准直镜，15、色散补偿器，16、中性滤光片，17、反射镜，18、轴锥镜，19、直角棱镜，20、微马达，21、透明护套，22、光纤环形器，23、圆对称分光镜，24、参考面。

具体实施方式

下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

图 1 所示为谱域 OCT 内窥成像系统的框架，包括光纤干涉仪 1、成像探头 2、探测单元 3、图像采集卡 4 和计算机 5。光纤干涉仪 1 的一端接成像探头 2，

实现内窥的圆周扫描，由成像探头 2 接收的光返回光纤干涉仪 1，产生的干涉信号进入另一端的探测单元 3，探测信号快速传输到图像采集卡 4，然后由计算机 5 进行后续处理和图像重建与显示。

作为实施例 1，图 2 所示为谱域 OCT 内窥成像系统的一种组成结构，包括宽带光源 10、四个偏振控制器 11、隔离器 12、宽带光纤耦合器 13、准直镜 14、色散补偿器 15、中性滤光片 16、反射镜 17、轴锥镜 18、直角棱镜 19、微马达 20、透明护套 21、准直镜 6、衍射光栅 7、双胶合消色差透镜 8、快速线阵 CCD 9。

如图 2 所示，宽带光源 10 发出的低相干光，经第一偏振控制器和隔离器 12 后，进入宽带光纤耦合器 13，分光后分别经第二和第三偏振控制器进入参考臂和样品臂，从参考臂光纤出来的光经准直镜 14 准直后，通过色散补偿器 15 和中性滤光片 16 后入射到反射镜 17 上，色散补偿器 15 和中性滤光片 16 的作用分别是为了匹配两个臂之间的色散和光强，以确保最佳成像质量，从反射镜 17 返回的参考光再由原光路耦合回参考臂的光纤，返回宽带光纤耦合器 13，样品臂的光被引入成像探头 2（外部有透明护套 21），光纤端面涂覆有环氧树脂，从光纤端面出来的光经轴锥镜 18 汇聚后入射到直角棱镜 19 上，直角棱镜 19 的斜面将光 90 度反射到侧面而照射到内腔组织上，微马达 20 带动直角棱镜 19 旋转对内腔进行圆周扫描，从内腔组织返回的光再由原光路耦合回样品臂的光纤，在宽带光纤耦合器 13 处与参考光汇合并发生干涉，产生的干涉信号经第四偏振控制器进入探测单元 3，从光纤出来的光经准直镜 6 后入射到衍射光栅 7，经衍射分光后不同波长的光再通过双胶合消色差透镜 8 聚焦在快速线阵 CCD 9 的不同像素上，被快速线阵 CCD 9 探测。

作为实施例 2，图 3 所示为谱域 OCT 内窥成像系统的另一种组成结构，包括宽带光源 10、三个偏振控制器 11、隔离器 12、光纤环行器 22、轴锥镜 18、圆对称分光镜 23（内置参考面 24）、微马达 20、透明护套 21、准直镜 6、衍射光栅 7、双胶合消色差透镜 8、快速线阵 CCD 9。

如图 3 所示，宽带光源 10 发出的低相干光，经第一偏振控制器和隔离器 12 后，进入光纤环行器 22，后经第二偏振控制器进入成像探头 2（外部有透明护套），光纤端面涂覆有环氧树脂，从光纤端面出来的光经轴锥镜 18 汇聚后入射到圆对称分光镜 23 上，一部分光被 90 度反射到侧面而照射到内腔组织上，另一部分光透射后入射到参考面 24 上，微马达 20 带动圆对称分光镜 23 旋转对内腔进行圆周扫描，从内腔组织返回的光与从参考面 24 返回的光在圆对称分光镜

23 处汇合并发生干涉，产生的干涉光再经轴锥镜 18 耦合回光纤，返回光纤环行器 22 后经第三偏振控制器进入探测单元 3，从光纤出来的光经准直镜 6 后入射到衍射光栅 7，经衍射分光后不同波长的光再通过双胶合消色差透镜 8 聚焦在快速线阵 CCD 9 的不同像素上，被快速线阵 CCD 9 探测。本实施例将参考面 24 设计在成像探头内部，因而光的干涉发生在成像探头内部，整个系统的抗干扰能力增强。在成像探头中采用轴锥镜 18 和圆对称分光镜 23 来实现圆周成像。尽管较实施例 1 中的直角棱镜 19 来说载荷增大了，但相对于非对称的直角棱镜 19 来说，微电机 20 的转动将会更平稳。同时采用光纤环行器 22 替代宽带光纤耦合器 13，提高了光的传输效率。

系统中偏振控制器 11 的作用是便于调整各个通道的偏振模式，以将偏振模色散的影响降到最低，提高成像质量。

有关轴锥镜 18 可实现大焦深高横向分辨的具体情况请参考 Zhihua Ding, Hongwu Ren, Yonghua Zhao 等人的论文 High-resolution optical coherence tomography over a large depth range with an axicon lens, *Optics Letters*, 27(4), 243-245, 2002.

由快速线阵 CCD 9 探测到的信号经过图像采集卡 4 接到计算机 5，计算机 5 通过内插处理和逆傅立叶变换得到内腔组织的深度信息，同时由成像探头的圆周扫描得到内腔组织另一维度的信息，由此重建出二维图像。

本发明公开的用于在体光学活检的谱域 OCT 内窥成像系统，可体内、原位实现内腔组织的超高分辨的结构层析成像，可以分辨上皮细胞层中与肿瘤病变有关的细胞和结构形态的变化，可实现诸多疾病尤其是肿瘤等重大疾病的定期筛查、早期诊断和早期治疗，在许多场合都极具医学价值。

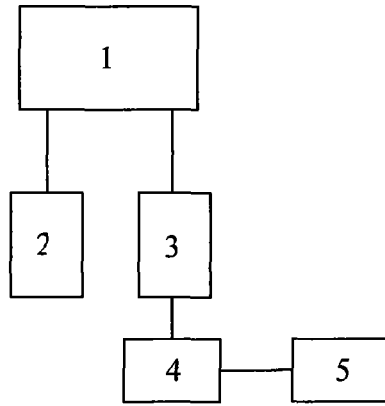


图 1

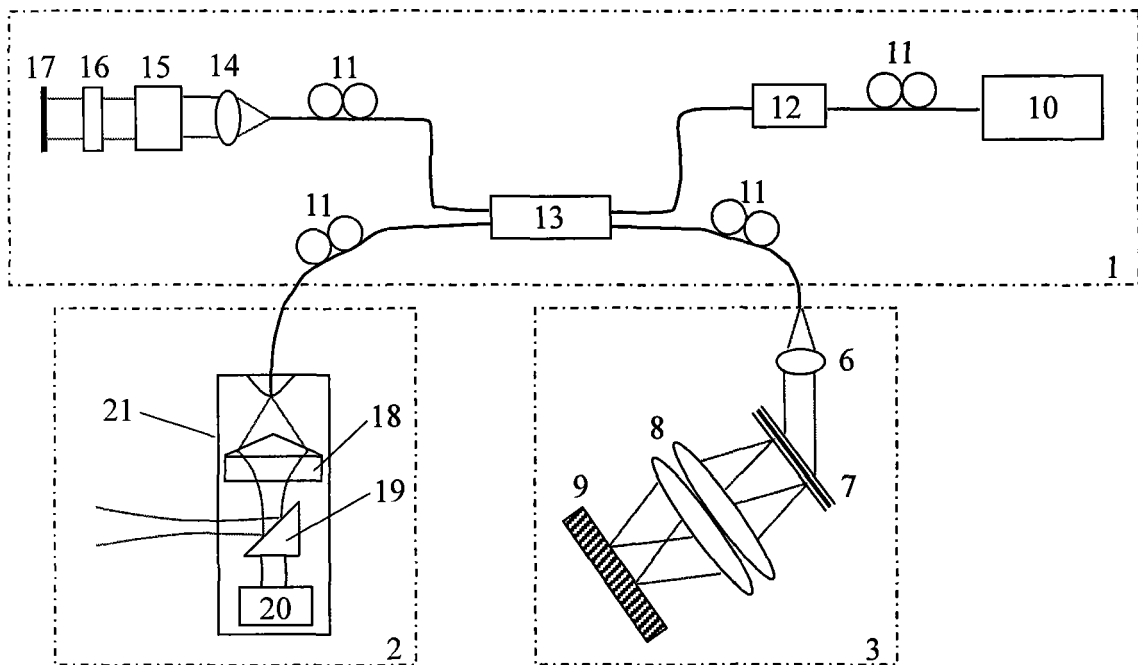


图 2

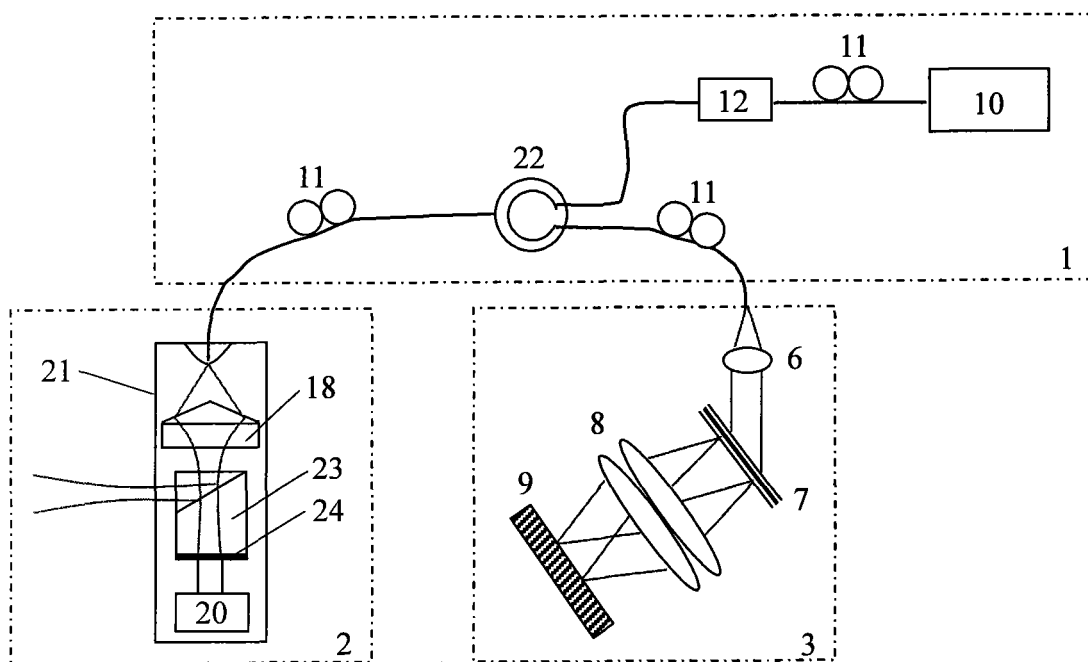


图 3

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于在体光学活检的谱域OCT内窥成像系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN101032390A | 公开(公告)日 | 2007-09-12 |
| 申请号 | CN200710067679.6 | 申请日 | 2007-03-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| [标]发明人 | 丁志华 孟婕 王凯 朱瑛 吴彤 | | |
| 发明人 | 丁志华 孟婕 王凯 朱瑛 吴彤 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 A61B5/00 | | |
| 其他公开文献 | CN100455253C | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种用于在体光学活检的谱域OCT(光学相干层析)内窥成像系统。包括光纤干涉仪、成像探头、探测单元、图像采集卡与计算机。为了提高成像速度，探测单元采用光栅光谱仪，深度信息是基于干涉光谱的并行探测快速提取的，无法采用动态聚焦来保证横向分辨率。因而在成像探头中将轴锥镜和内部转动的直角棱镜或圆对称分光镜组合来保证整个成像深度范围内的高横向分辨率，并实现圆周扫描的内窥成像。不仅提出了两种圆周扫描探头的实施方法，还给出了相应的系统结构。本发明可广泛应用于口腔、喉、呼吸道、胃肠道、尿道、生殖道和血管的内窥光学活检和分析研究。

