



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110430816 A

(43)申请公布日 2019.11.08

(21)申请号 201880018759.9

(22)申请日 2018.01.26

(30)优先权数据

62/451,299 2017.01.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/015374 2018.01.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/140683 EN 2018.08.02

(71)申请人 约翰霍普金斯大学

地址 美国马里兰州

(72)发明人 李兴德

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 李薇 杨明钊

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

G02B 27/42(2006.01)

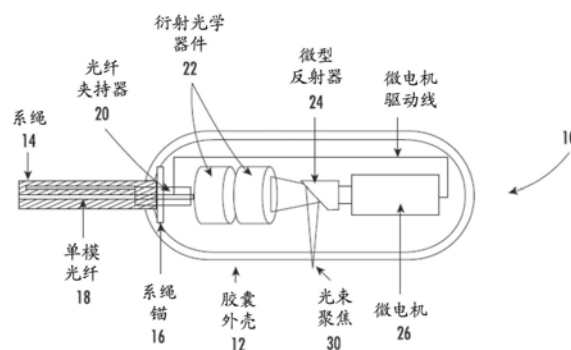
权利要求书2页 说明书4页 附图7页

(54)发明名称

对内窥镜/导管/胶囊色彩校正OCT成像以实现高分辨率的设备和方法

(57)摘要

本发明针对一种具有衍射光学器件的消色差胶囊内窥镜。微电机(或宽带旋转接头)和定制的800nm SD-OCT系统使大面积上的超高分辨率3D容积成像成为可能。衍射微型透镜直接与包括但不限于GRIN透镜的其他微型透镜一起使用,使得胶囊内窥镜设计更简单且更成本有效。利用远端扫描胶囊内窥镜结合自制宽带谱域OCT系统进行了初步体外3D管腔内成像,展示了衍射胶囊的性能。考虑到微型OCT胶囊成像探头是将OCT技术用于食道成像(或其他内脏器官)的有吸引力的部件,所提出的方法将通过在涉及胶囊OCT探头的例如胃肠(GI)道成像、呼吸道成像等的任何应用中提高OCT分辨率来对内窥镜OCT成像产生广泛的影响。



1. 一种用于从对象获得OCT图像的设备,其包括:
微型OCT胶囊成像探头,其被配置为获得所述对象的高分辨率图像;和
衍射光学器件,其被配置为减轻由所述OCT胶囊探头所获得的所述高分辨率图像中的
波长相关的像差。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述衍射光学器件包括衍射透镜。
3. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述衍射透镜位于所述OCT胶囊探头内的复合透
镜的远端处。
4. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述衍射透镜在宽光谱范围内具有高衍射效率。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中,一个示例宽光谱范围为大约750nm至大约950nm。
6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述波长相关的像差包括色差。
7. 一种用于OCT成像中减轻消色差的方法,其包括:
使用集成到OCT胶囊成像探头的微型成像光学器件中的衍射元件,其中所述OCT胶囊探
头包括宽带光源;
减少所述宽带光源的纵向焦点偏移,使得所述宽带光源中不同颜色的光将被聚焦到小
光点,以实现高横向分辨率;和
最小化给定成像深度下的后向反射光谱的失真,使得OCT轴向分辨率提高到所述宽带
光源所提供的最佳轴向分辨率。
8. 根据权利要求7所述的方法,还包括当成像光束通过旋转接头旋转时,沿纵向方向平
移所述胶囊成像探头。
9. 一种用于从对象获得OCT图像的设备,其包括:
微型OCT胶囊成像探头,其被配置为获得所述对象的超高分辨率图像;
微电机光束扫描器;和
衍射光学器件,其被配置为减轻由所述OCT胶囊成像探头所获得的高分辨率图像中的
波长相关的像差。
10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述衍射光学器件包括衍射透镜。
11. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述衍射透镜位于所述OCT胶囊成像探头内的
复合透镜的远端处。
12. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述衍射透镜包括在宽光谱范围内的高衍射效
率。
13. 根据权利要求12所述的设备,其中,一个示例宽光谱范围为大约750nm至大约
950nm。
14. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述波长相关的像差包括色差。
15. 一种用于从对象获得OCT图像的设备,其包括:
微型OCT胶囊探头,其被配置为获得所述对象的超高分辨率图像;
光纤旋转接头;和
衍射光学器件,其被配置为减轻由所述OCT胶囊成像探头所获得的高分辨率图像中的
波长相关的像差。
16. 根据权利要求15所述的设备,其中,所述衍射光学器件包括衍射透镜。
17. 根据权利要求16所述的设备,其中,所述衍射透镜位于所述OCT胶囊成像探头内的

复合透镜的远端处。

18. 根据权利要求16所述的设备, 其中, 所述衍射透镜包括在宽光谱范围内的高衍射效率。

19. 根据权利要求18所述的设备, 其中, 一个示例宽光谱范围为大约750nm至大约950nm。

20. 根据权利要求15所述的设备, 其中, 所述波长相关的像差包括色差。

对内窥镜/导管/胶囊色彩校正OCT成像以实现高分辨率的设备和方法

[0001] 政府支持

[0002] 本发明根据由美国国立卫生研究院授予的批准号CA153023和HL121788的政府支持来完成。政府对本发明具有一定的权利。

[0003] 相关申请的交叉引用

[0004] 本申请要求于2017年1月27日提交的美国临时专利申请号62/451,299的权益,该申请通过引用以其整体并入本文。

发明领域

[0005] 本发明大体上涉及医学成像。更具体地说,本发明涉及一种用于色彩校正OCT成像的设备和方法。

[0006] 发明背景

[0007] OCT是一种非侵入性的、高分辨率的光学成像技术,其能够以几毫米的成像深度对组织显微解剖进行实时成像,并且除了它是利用近红外光而不是声波外,它可以被设想为B型超声成像的光学模拟。与超声相比,OCT不需要匹配的凝胶,并且OCT的分辨率可以是超声的50-100倍。因此,OCT可以作为一种形式的“光学活组织检查”,其能够以接近标准组织学的分辨率评估组织显微解剖和功能,但却不需要去除组织。OCT的轴向分辨率由光源的光谱带宽决定,并且它与光源光谱带宽成反比。OCT成像光学器件中的色差会改变目标的背反射光谱,导致OCT轴向分辨率的损失。样品的背反射光谱中的变化也可能导致OCT成像信号的旁瓣的增加,这将再次导致OCT轴向分辨率的损失。此外,如在传统成像光学器件中一样,色差将不同颜色的光聚焦到不同的点,因此也降低了OCT的横向分辨率。在台式成像系统(如显微镜)中,成像光学器件中的色差通常通过使用消色差透镜(例如,由具有不同折射率分布和表面曲率的多个元件制成的透镜)来校正。但是,这种方法在微型OCT成像探头中实施既不经济也不实用。

[0008] 微型内窥镜是OCT技术中的一个重要部件,实现了用于对诸如胃肠道或呼吸道的内腔器官成像的转化应用。迄今为止开发的大多数OCT内窥镜都是为在1300nm处成像而设计的,其成像深度为2-3mm,轴向分辨率为8-30 μ m。然而,越来越需要开发超高分辨率OCT内窥镜来分辨精细结构(例如小于5微米),例如呼吸道平滑肌或与早期疾病相关联的结构变化。得益于800nm宽带光源的可用性,超高分辨率OCT成像已经在这种波长的台式系统的上得到证实。对于内窥镜装置,由于诸如管理宽带光谱带宽上的色差的挑战,只有很少的消色差内窥镜装置。这些包括多元件消色差微型透镜的内窥镜的设计相当复杂和昂贵。

[0009] 因此,在本领域中需要一种微型OCT设备以及一种用于色彩校正OCT成像的经济且实用的方法。

[0010] 概述

[0011] 本发明在很大程度上满足了上述需求,本发明提供了一种用于从对象获得OCT图像的设备,该设备包括被配置为获得对象的高分辨率图像的微型OCT胶囊成像探头和被配

置为减轻由OCT成像探头所获得的高分辨率图像中的波长相关像差的衍射元件。

[0012] 根据本发明的一个方面,衍射元件包括衍射透镜。衍射透镜位于OCT胶囊探头内的复合透镜的远端处。衍射透镜可以在例如大约750nm至大约950nm(但不限于该范围)的宽光谱范围内具有高衍射效率。波长相关像差表现为色差的形式。

[0013] 根据本发明的另一方面,一种用于减轻OCT成像中消色差的方法包括使用集成到OCT胶囊探头的微型成像光学器件中的衍射元件,其中OCT胶囊探头包括宽带光源。该方法还包括减少宽带光源的纵向焦点偏移,使得宽带光源中不同颜色的光将聚焦到一个点,以实现高的横向分辨率。此外,该方法包括最小化在给定成像深度处的背反射光谱的失真,使得OCT轴向分辨率提高到宽带光源所提供的最佳轴向分辨率。

[0014] 根据本发明的又一方面,一种用于从对象获得OCT图像的设备包括被配置为获得对象的超高分辨率图像的微型OCT胶囊成像探头、微米光束扫描器和被配置为减轻由OCT胶囊成像探头所获得的高分辨率图像中的波长相关像差的衍射光学器件。

[0015] 根据本发明的又一方面,一种用于从对象获得OCT图像的设备包括用于获得对象的超高分辨率图像的微型OCT胶囊探头、光纤旋转接头和衍射光学器件,该衍射光学器件被配置为减轻由OCT胶囊成像探头所获得的高分辨率图像中的波长相关像差。

[0016] 附图简述

[0017] 附图提供了视觉表示,其将被用于更全面地描述本文公开的代表性实施例,并且可以被本领域技术人员用来更好地理解它们及其固有的优点。在这些附图中,相同的参考数字标识相应的元件,并且:

[0018] 图1示出了远端扫描OCT胶囊探头的远端的示意图。

[0019] 图2示出了根据本发明的实施例的衍射元件或衍射掩模的代表性图案的示意图。

[0020] 图3示出了由传统光学器件(虚线)和衍射光学器件(实线)制成的胶囊内窥镜的纵向焦点偏移的图形表示。

[0021] 图4示出了对于传统的基于光学器件的OCT胶囊探头和对于衍射OCT胶囊探头,由放置在焦平面和离焦平面200 μ m、300 μ m和500 μ m的平面上的镜子背反射的光谱的图示。

[0022] 图5示出了800nm宽带远端扫描胶囊SC-OCT成像系统的示意图。

[0023] 图6A-6B示出了由衍射OCT胶囊内窥镜和800nm宽带SC-OCT系统获取的离体猪食道的代表性图像。

[0024] 图7示出了近端扫描OCT胶囊探头的远端的示意图。

[0025] 图8示出了800nm宽带近端扫描胶囊SC-OCT系统的示意图。

[0026] 优选实施例的详细描述

[0027] 现在将参考附图在下文中更加充分地描述目前公开的主题,在附图中示出了本发明的一些而不是全部的实施例。贯穿全文以相似的数字指代相似的要素。目前公开的主题可以以许多不同的形式来体现并且不应该被解释为限于本文阐述的实施例;相反,提供这些实施例使得本公开内容将满足适用的法律要求。事实上,受益于前面的描述和相关的附图中出现的教导,本文阐述的目前公开的主题的许多修改和其他实施例将被目前公开的主题所从属的领域中的技术人员所想到。因此,应理解,目前公开的主题不限于公开的具体实施例并且修改和其他实施例意图被包括在所附的权利要求书的范围内。

[0028] 本发明针对一种使用衍射微型透镜的消色差内窥镜。随着微电机(或宽带旋转接

头)和定制的800nm SD-OCT系统,大面积上的超高分辨率3D容积成像成为可能。衍射微型透镜可以直接与GRIN透镜或其他微型光学器件一起使用,使胶囊内窥镜设计更加简单且有成本效益。利用胶囊内窥镜结合自制宽带谱域OCT系统进行了初步体外3D管腔内成像,展示了衍射胶囊内窥镜的性能。考虑到微型OCT成像探头是在内脏器官中使用OCT技术的所需部件,所提出的方法将通过在涉及胶囊OCT探头的任何应用(例如胃肠(GI)道成像、呼吸道成像等)中提高OCT分辨率来对内窥镜OCT成像产生广泛的影响。

[0029] 图1示出了用于远端扫描OCT胶囊成像探头10的远端设计的示意图,其包括(不限于)胶囊外壳12、系绳14、系绳锚16、单模光纤(SMF)18、光纤夹持器20、微型衍射光学器件(以及夹持器且该夹持器未示出)22、微光束反射器24和微电机(以及夹持器且该夹持器未示出)26。由于探头尺寸(直径和刚性长度)和成本限制,微型成像探头中色差的校正变得非常具有挑战性。虽然使用类似于显微镜物镜的多元件透镜的概念可以被引入微型OCT成像探头来校正色差(如我们之前所说),但是由于高昂的成本和增加的探头尺寸,这种方法将是非常具有挑战性和不切实际的。图1还示出了光束从微反射器24反射后的光束聚焦30的点。

[0030] 本发明提供了一种通过将衍射元件/衍射掩模引入成像光学器件来克服微型OCT探头中长期存在的色差问题的解决方案。衍射元件将不同波长的光衍射到稍微不同的方向,这有效地改变了对于每个波长的光束路径。通过适当的设计,衍射元件/衍射掩模引起的路径变化可以与色差引起的变化相反,从而补偿色差。

[0031] 图2示出了与根据本发明的OCT探头一起使用的这种衍射元件/衍射掩模的代表性示意图。在这种设计中,较长的波长可以更朝向光轴弯曲,这与色差效应相反。衍射元件/衍射掩模32可以制成非常小的尺寸和非常大的数量(通过大规精密加工),并且它可以(例如通过夹在一些光学器件之间或者附接到透镜的端部)容易地被引入OCT探头在其远端处的成像光学器件。如图2所示,较长的波长(λ_2)将比较短的波长(λ_1)更朝向光轴弯曲,这与色差中出现的情况相反。因此,这种衍射元件与聚焦透镜的组合可以减轻色差。

[0032] 进行仿真以研究所提方法的性能。如图3所示,由纵向焦点偏移表示的典型的基于复合透镜的OCT胶囊成像探头的色差约为110 μm 。当适当设计的衍射元件被添加到胶囊成像探头的远端光学器件中时,色差显著地降低了,导致减小到2 μm 的小很多的纵向焦点偏移。图3示出了在750nm-950nm波长范围内对于传统的基于复合透镜的OCT胶囊成像探头的纵向焦点偏移的图示(虚线)和对于具有内置衍射元件的衍射OCT胶囊成像探头的纵向焦点偏移的图示(实线)。纵向焦点偏移代表成像探头中色差的严重程度。要注意的是,当使用衍射光学器件时,纵向焦点偏移减小了大约50倍(即,从大约110 μm 减小到大约2 μm),这显示了通过衍射元件对色彩校正进行有效校正。

[0033] 通过在微型OCT胶囊成像探头上实现定制的衍射元件来验证所提出的方法。为了证明所提出概念的可行性,从在成像探头的焦平面处放置的反射镜后向反射的光谱被测量,并且还在与焦平面相距给定距离的其他平行平面处进行测量。在理想的情况下(即对于没有任何色差的成像探头),后向反射的光谱不应该随反射镜位置变化太大。

[0034] 图4示出了从放置在焦平面上的反射镜和从放置在离焦平面200 μm 、300 μm 和500 μm 的平行平面上的反射镜后向反射的光谱的图示。当反射镜沿着成像深度远离焦平面移动时,光谱经历了可忽略不计的变化,这表明基于衍射光学器件所提出的方法具有极好的消

色差性能。

[0035] 图5示出了可与远端扫描衍射胶囊成像探头一起使用的自制SD-OCT成像系统的示意图,其中使用具有3dB光谱带宽(例如,具有以825nm为中心的约150nm)的宽带低相干光源(例如,短脉冲Ti:蓝宝石激光器)作为光源。光源通过宽带50/50光纤耦合器传输到样品支路和参考支路中。在样品支路中,胶囊探头的系绳安装在平移平台上,以便能够拉回进行3D容积成像。为了匹配两个支路中的色散,将棱镜对插入参考支路中。两个支路之间的剩余色散失配可以在数值上补偿。对于检测,采用定制设计、自制的线性波数分光仪。行扫描相机有2048个像素,并且最大行扫描速率为70k/秒,分辨率为12位。实时OCT成像由定制的C++程序执行,该程序控制系统同步、实时数据采集、信号处理、数据存储等。具有衍射透镜的原型胶囊在空气中被测量具有2.6 μ m轴向分辨率和12.5 μ m横向分辨率。

[0036] 利用衍射胶囊内窥镜和SD-OCT系统对猪食道进行了实时体外成像研究。图6A示出了由具有衍射透镜的胶囊内窥镜所获取的代表性截面食道图像。OCT系统以每秒17帧(fps)运行,并且每帧包含大约4000次A-扫描。如上皮(EP)、固有层(LP)、粘膜肌层(MM)、粘膜下层(SM)和固有肌层(MP)层的层结构可以在图6A中清楚地识别出来。当微电机沿圆周扫描光束时,通过拉回胶囊获得3D成像。图6B示出了代表性的重建3D图像。

[0037] 图7示出了根据本发明实施例的对于具有衍射光学器件的近端扫描OCT胶囊成像探头100的远端设计的示意图。它包括(不限于)宽带光纤旋转接头108、胶囊112、系绳114、系绳锚116、单模光纤(SMF)118、扭矩线圈120、微型衍射光学器件和外壳防护件122以及微光束反射器124。

[0038] 由于探头尺寸(直径和刚性长度)和成本限制,微型成像探头中色差的校正变得非常具有挑战性。虽然使用类似于显微镜物镜的多元件透镜的概念可以被引入微型OCT成像探头来校正色差(如我们之前所说),但是由于高昂的成本和增加的探头尺寸,这种方法将是非常具有挑战性和不切实际的。图7还示出了光束从微反射器124反射后的光束聚焦130的点。

[0039] 图8示出了可与近端扫描衍射胶囊成像探头一起使用的自制SD-OCT成像系统的示意图,其中使用具有3dB光谱带宽(例如,具有以825nm为中心的约150nm)的宽带低相干光源(例如,短脉冲Ti:蓝宝石激光器)作为光源。光源通过宽带50/50光纤耦合器传输到样品支路和参考支路中。在样品支路中,自制宽带光纤旋转接头被用于连接固定光纤和胶囊,其中远端光学器件将通过扭矩线圈旋转。旋转接头被安装在平移平台上,以实现3D容积成像。为了匹配两个支路中的色散,将棱镜对插入参考支路中。两个支路之间的剩余色散失配也可以在数值上补偿。对于检测,采用定制设计、自制的线性波数分光仪。行扫描相机有2048个像素,并且最大行扫描速率为70k/秒,分辨率为12位。实时OCT成像由定制的C++程序执行,该程序控制系统同步、实时数据采集、信号处理、数据存储等。

[0040] 本发明的许多特征和优点根据详细的说明书是明显的,因此,所附权利要求旨在覆盖落入本发明的真正精神和范围内的本发明的所有这些特征和优点。此外,由于本领域技术人员将容易想到许多修改和变化,因此不希望将本发明限于所示出的和所描述的具体结构和操作,并且相应地,所有适当的修改和等同物可以诉诸于落入权利要求书的范围内。

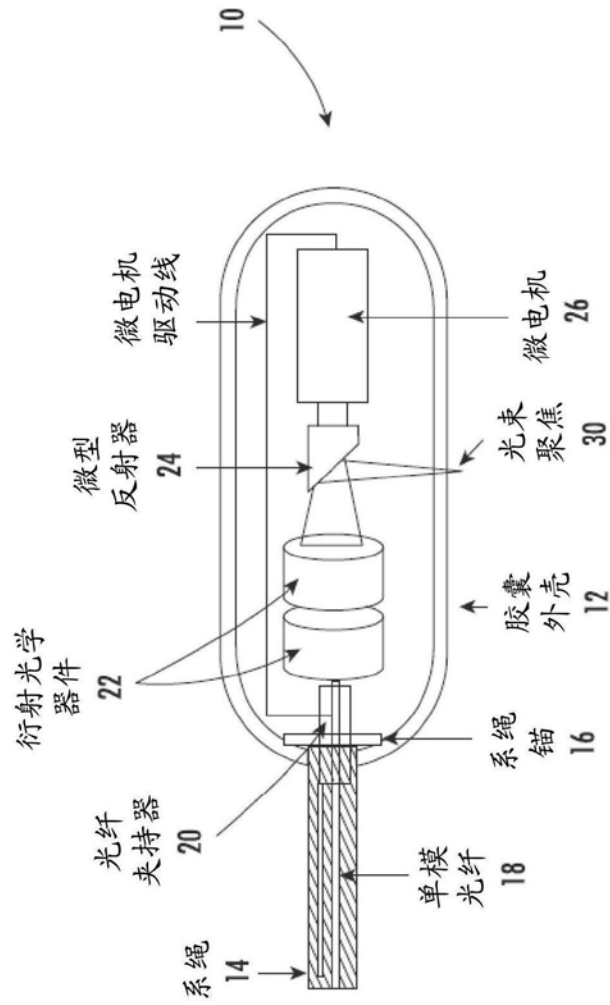


图1

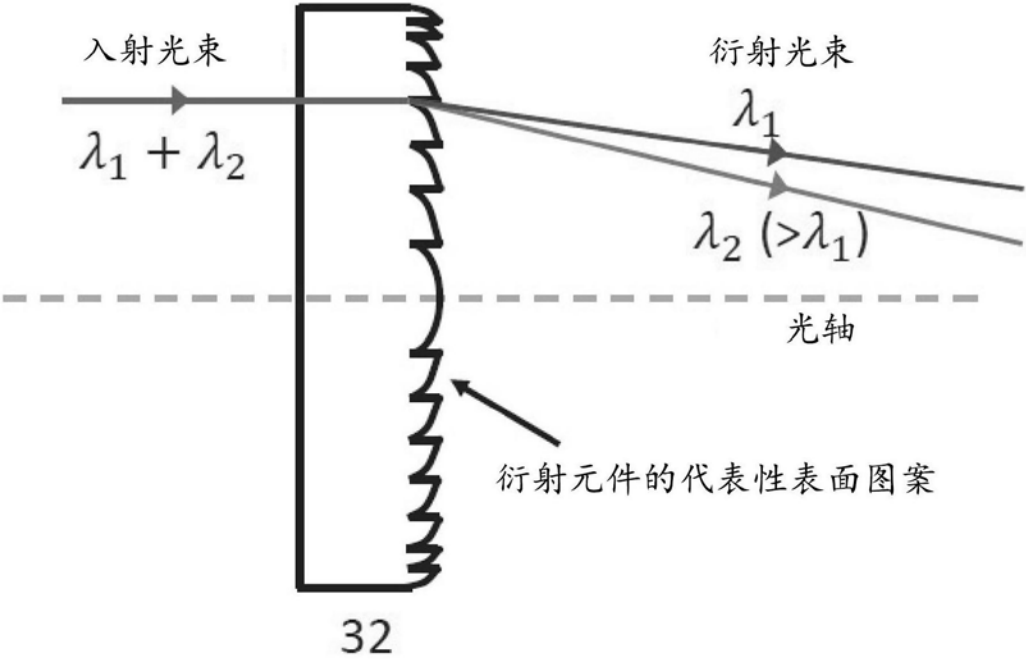


图2

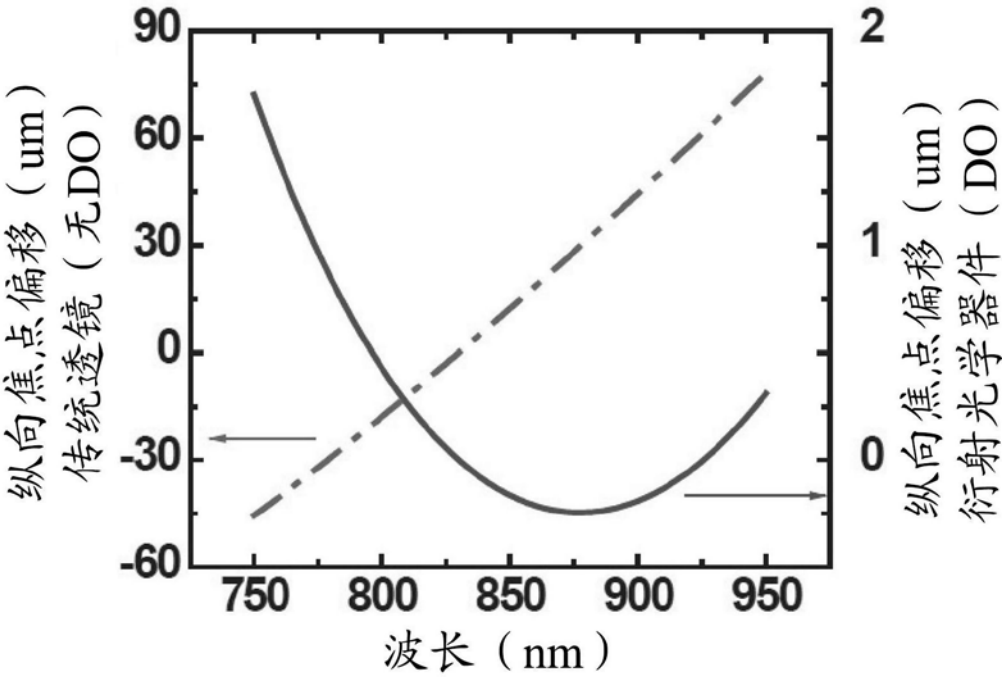


图3

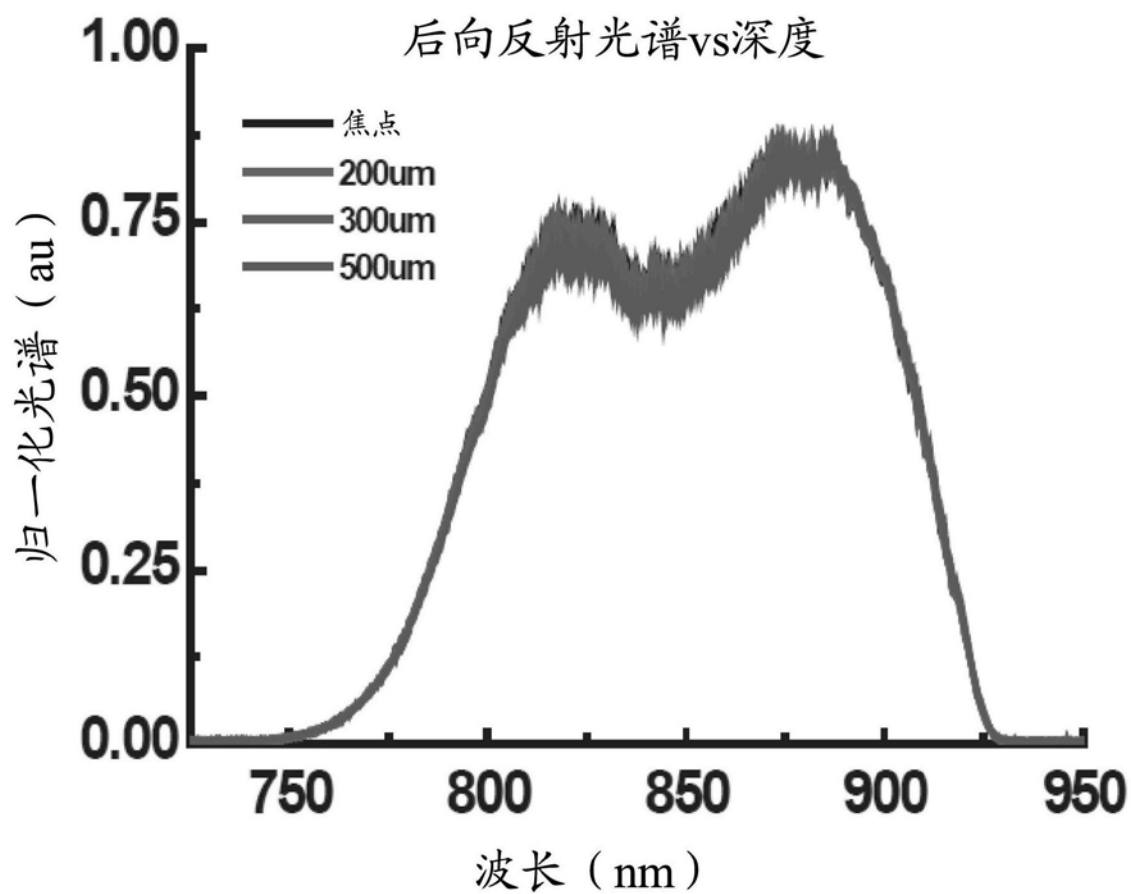


图4

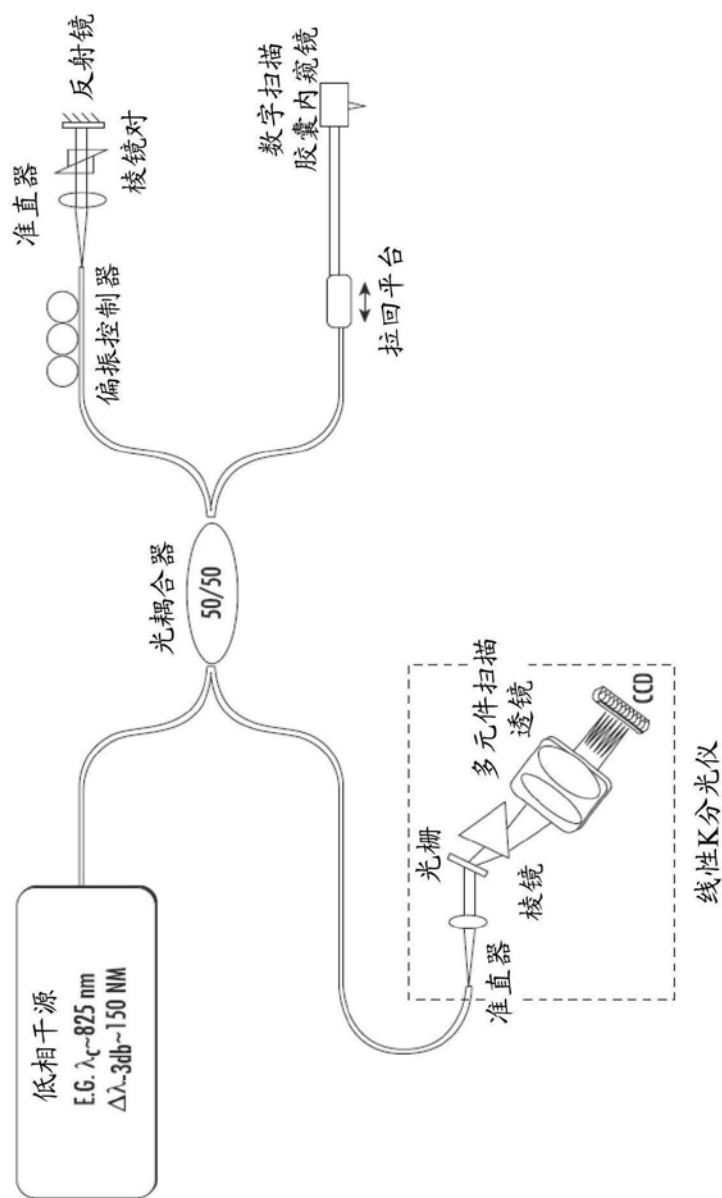


图5

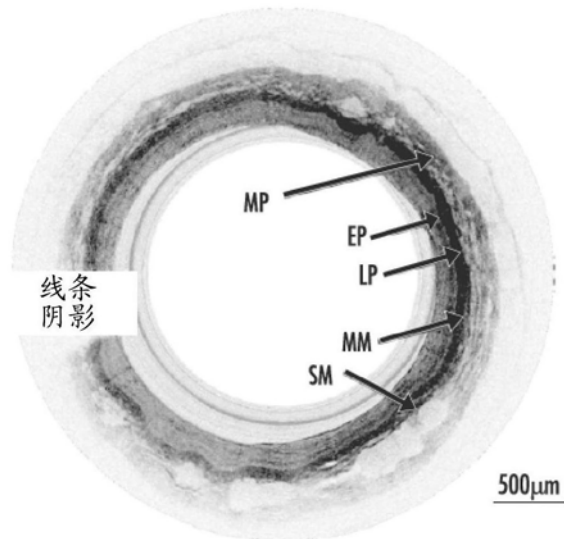


图6A

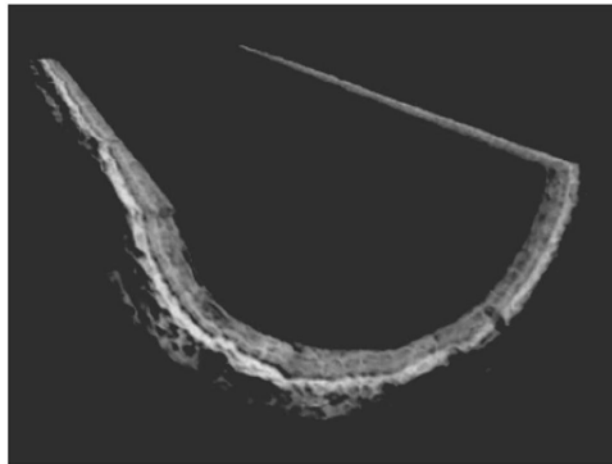


图6B

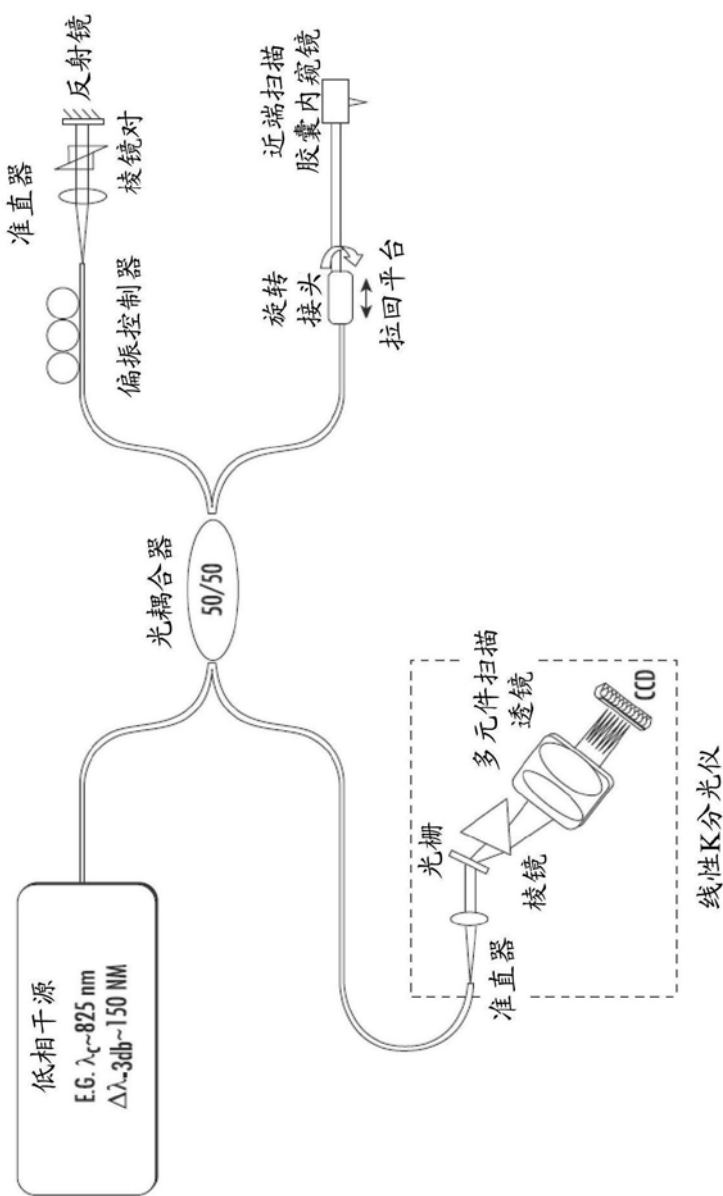


图8

专利名称(译)	对内窥镜/导管/胶囊色彩校正OCT成像以实现高分辨率的设备和方法		
公开(公告)号	CN110430816A	公开(公告)日	2019-11-08
申请号	CN201880018759.9	申请日	2018-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	约翰霍普金斯大学		
申请(专利权)人(译)	约翰霍普金斯大学		
当前申请(专利权)人(译)	约翰霍普金斯大学		
[标]发明人	李兴德		
发明人	李兴德		
IPC分类号	A61B6/00 G02B27/42		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/6852 A61B5/6861 A61B5/0073 G02B23/2423 G02B23/2476 G02B23/26 G02B26/106 G02B27/4227 A61B1/00117 A61B1/00172 A61B1/00188 A61B1/041		
代理人(译)	李薇		
优先权	62/451299 2017-01-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明针对一种具有衍射光学器件的消色差胶囊内窥镜。微电机(或宽带旋转接头)和定制的800nm SD-OCT系统使大面积上的超高分辨率3D容积成像成为可能。衍射微型透镜直接与包括但不限于GRIN透镜的其他微型透镜一起使用,使得胶囊内窥镜设计更简单且更成本有效。利用远端扫描胶囊内窥镜结合自制宽带谱域OCT系统进行了初步体外3D管腔内成像,展示了衍射胶囊的性能。考虑到微型OCT胶囊成像探头是将OCT技术用于食道成像(或其他内脏器官)的有吸引力的部件,所提出的方法将通过在涉及胶囊OCT探头的例如胃肠(GI)道成像、呼吸道成像等的任何应用中提高OCT分辨率来对内窥镜OCT成像产生广泛的影响。

