



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109381167 A

(43)申请公布日 2019.02.26

(21)申请号 201811547208.X

(22)申请日 2018.12.18

(71)申请人 厦门大学

地址 361005 福建省厦门市思明南路422号

(72)发明人 赵庆亮 黄豆豆 林文珍 刘基嫣

(74)专利代理机构 上海交达专利事务所 31201

代理人 王毓理

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/273(2006.01)

A61B 1/31(2006.01)

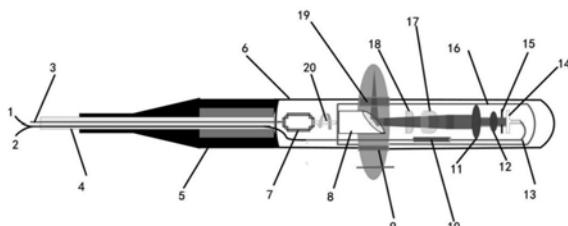
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置

(57)摘要

一种基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置，包括：壳体、设置于壳体内带有反射镜的旋转扫描腔体，其中：旋转扫描腔体通过单模光纤和多模光纤分别接收激发光和输出样品反射的OCE信号与荧光信号以实现全景扫描，本发明通过集成OCE和FLE技术，对生物体内部的结构和功能进行实时高分辨变焦成像，为精确监控胃肠道系统疾病的早期检测提供精准有效的形态学结构信息图像，同时给出高灵敏高特异性的定量光学相干与荧光二维和三维双模态图像。



1. 一种基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置，其特征在于，包括：壳体、设置于壳体内带有反射镜的旋转扫描腔体，其中：旋转扫描腔体通过单模光纤和多模光纤分别接收激发光和输出样品反射的OCE信号与荧光信号以实现全景扫描；

所述的旋转扫描腔体包括：依次设置的反射镜、非球面透镜、自聚焦液体透镜、消色差透镜、可变针孔光阑和光束准直器，其中：光束准直器通过双包层光纤和光纤耦合器与单模光纤和多模光纤相连以传输OCE信号与荧光信号，入射的激发光从单模光纤进入光纤耦合器，经光束准直器准直后依次通过可变针孔光阑和消色差透镜扩束，入射到自聚焦液体透镜和非球面透镜，得到聚焦光束垂直入射到反射镜，并照射在壳体外部的样品上，来自样品的散射单模光和多模光通过相同的光路回到光纤准直器，经过光纤耦合器以及双包层光纤，通过单模光纤输出单模OCE信号进行图像重建。

2. 根据权利要求1所述的装置，其特征是，所述的壳体和旋转扫描腔体上设有对应的腔体扫描窗以透射激发光和反射光，该反射镜为球面反射镜，其反射中心正对旋转扫描腔体以及壳体上的腔体扫描窗。

3. 根据权利要求1所述的装置，其特征是，所述的旋转扫描腔体与微电机相连以实现轴向转动。

4. 根据权利要求1所述的装置，其特征是，所述的光纤耦合器包括：单模纤芯与多模纤芯，其中：单模纤芯由多模光纤的纤芯内包层环绕，以便实现OCE与FLE信号的分离，单模信号通过双包层光纤的纤芯，并在单模纤芯端口输出；多模信号从双包层光纤传输到多模光纤纤芯，并在多模纤芯端口输出；实现双模态信号的输出。

5. 根据权利要求1所述的装置，其特征是，所述的消色差透镜的扩束倍率为2-3倍，以满足占据自聚焦液体透镜的通光孔径，实现最大程度的通光率。

6. 根据权利要求1所述的装置，其特征是，所述的非球面透镜的焦距为5-8mm，数值孔径为0.4-0.55mm，增透膜650-1050nm。

7. 根据权利要求1所述的装置，其特征是，所述的自聚焦液体透镜通过外加电流的变化，实现快速变焦，保证每一个聚焦光斑都在组织上最佳的聚焦平面，其通光孔径2-2.5mm，厚度3-3.5mm。

8. 根据权利要求1所述的装置，其特征是，所述的旋转扫描腔体为密封防渗结构且反射镜与腔体同步旋转。

9. 一种根据上述任一权利要求所述装置的全景扫描方法，其特征在于，包括以下步骤：

第一步、激发光源通过单模纤芯输入入射光，通过双包层光纤束依次经过光束准直器、可变针孔光阑、消色差透镜、自聚焦液体透镜、非球面透镜形成聚焦光束，通过反射镜反射到样品的表面；

第二步、聚焦光斑在生物组织上诱发组织产生的后向散射光信号通过相同的光路回到自聚焦液体透镜，经过双包层光纤和光纤耦合器将双模式光信号进行分离分别得到单模OCE信号通过单模纤芯输出，得到多模FLE信号通过多模纤芯输出，经图像处理得到两种模态下组织结构和荧光分子能多维双模态内窥成像。

基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及的是一种医疗器械领域的技术,具体是一种基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置,采用双包层光纤实现高灵敏、高特异性的荧光内窥成像,同时能够实现对复杂不规则结构生物体进行自动聚焦光学相干成像,是一种具有自动聚焦特点的集两种成像模态为一体的内窥镜。

背景技术

[0002] 目前,光学内窥镜已被普通应用于临床疾病检测,如荧光内窥镜利用外源性荧光分子探针靶标目标生物体实现分子功能性高灵敏成像,但是该方式缺少对生物体形态学与结构成像,尤其对组织层析三维成像存在局限性。而基于光学弱相干后向散射信号测量的光学相干层析技术(Optical Coherence endoscopy,OCE),具有较高的光学对比度、高分辨,且非入侵等优势,可以实现对高散射介质生物体进行实时活体微形态学结构、物质组份以及血流等功能信息三维成像。单一模态成像技术总有其固有的缺陷,多模态融合成像能够弥补单一模式的不足,是现代生物光子医学发展的趋势。然而现有的多模态内窥镜技术中如荧光和光声内窥镜,其荧光模式虽然能够实现组织早期病变的荧光信号的探测成像,但是缺少形态学结构信息、分辨率低无法区分病变组份的精细特征;虽然光声内窥显微镜能够提高图像分辨率,但是成像深度有一定的限制;同时,由于肠道组织的表面不均匀性导致探测光束的聚焦焦点的发生离焦显像与图像失真。

发明内容

[0003] 本发明针对现有技术存在的上述不足,公开一种基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置,为融合光学相干内窥成像(Optical coherence endoscopy,OCE)和荧光内窥成像(Fluorescence endoscopy,FLE)的一体双模态内窥镜,不仅可以实现生物体内部的结构和功能实时高分辨变焦成像,还采用液体自动聚焦的设计,可以实现两种模式在胃肠道疾病中,解决其他光学内窥成像技术因肠道内表面不规则、不平整而引起光斑离焦,导致图像模糊、分辨率下的问题,实现对高灵敏的荧光分子影像。本发明能够为胃肠道系统疾病的早期检测提供精准有效高灵敏高特异性、高分辨的光学相干与荧光二维和三维双模态图像。

[0004] 本发明是通过以下技术方案实现的:

[0005] 本发明包括:壳体、设置于壳体内的旋转扫描腔体,其中:旋转扫描腔体通过单模光纤和多模光纤分别接收激发光和输出样品反射的OCE信号与荧光信号以实现全景扫描。

[0006] 所述的旋转扫描腔体包括:依次设置的反射镜、非球面透镜、自聚焦液体透镜、消色差透镜、可变针孔光阑和光束准直器,其中:光束准直器通过双包层光纤和光纤耦合器与单模光纤和多模光纤相连以传输OCE信号与荧光信号,入射的激发光从单模光纤进入光纤耦合器,经光束准直器准直后依次通过可变针孔光阑和消色差透镜扩束,入射到自聚焦液体透镜和非球面透镜,得到聚光束垂直入射到反射镜,并照射在壳体外部的样品上,来自样品的散射单模光和多模光通过相同的光路回到光纤准直器,经过光纤耦合器以及双包层

光纤,通过单模光纤输出单模OCE信号进行图像重建。

[0007] 所述的壳体和旋转扫描腔体上设有对应的腔体扫描窗以透射激发光和反射光;所述的反射镜优选为球面反射镜,其反射中心正对壳体上的腔体扫描窗。

[0008] 所述的旋转扫描腔体外部与微电机相连以实现轴向转动。

[0009] 所述的光纤耦合器包括:单模纤芯与多模纤芯,其中:单模纤芯由多模光纤的纤芯内包层环绕,以便实现OCE与FLE信号的分离,单模信号通过双包层光纤的纤芯,并在单模纤芯端口输出;多模信号从双包层光纤传输到多模光纤纤芯,并在多模纤芯端口输出;实现双模态信号的输出。

[0010] 所述的消色差透镜的扩束倍率为2-3倍,以满足占据自聚焦液体透镜的通光孔径,实现最大程度的通光率。

[0011] 所述的非球面透镜的焦距为5-8mm,数值孔径为0.4-0.55,增透膜650-1050nm,该非球面透镜避免了在聚焦和光束准直时透射波引入的球差,同时减少了对消色差球面镜的应用个数,使内窥探头结构更加集成一体化,更轻巧;减少在管道型生物体内部进行前后移动的应力。

[0012] 所述的自聚焦液体透镜通过外加电流的变化实现快速变焦,保证每一个聚焦光斑都在组织上最佳的聚焦平面;其通光孔径2-2.5mm,厚度3-3.5mm;该自聚焦液体透镜利用介质电润湿原理,通过外加电压改变液滴的曲率来实现自动聚焦和变焦功能;该自聚焦液体透镜在胃肠道系统成像时,其自动变焦的性能可以实现对表面不规则组织的成像,解决了因离焦而导致的图像失真的现象。

[0013] 所述的旋转扫描腔体为密封防渗结构且反射镜与腔体同步旋转,通过腔体旋转有效避免反射镜转动必须要通过主腔体旋转杆与反射镜连接的密封问题。

技术效果

[0014] 现有技术中OCE提供不了荧光分子功能信息,对于例如纳米材料,其无法分辨纳米材料和生物组份物质的区别,其无法做到小分子药物跟踪和在体内的释放和代谢;而荧光成像虽然可以通过对这些物质进行荧光染料进行靶向性标记,用荧光分子探针跟踪其在体内的运动轨迹、释放和代谢等过程,但对于组织体的精细形体学结构信息无法提供。本发明不仅具备OCE内窥成像的能力,同时还具备了FLE内窥成像的能力;采用了自聚焦液体透镜实现了对胃肠道系统因其表面不规则、表面凸凹不同的生物体双模态成像;并采用非球面透镜大大简化内窥探头里透镜的使用个数;双包层光纤的设计,实现了单根光纤就可以完成两种模态信号分离的实时双模态显微形态学机构成像与高特异性的荧光分子功能融合成像;改设计简化了双模态内窥探头的结构,能够为能够为临床胃肠道系统和血管内窥成像提供实时高分辨率、高对比度、高特异性的丰富的组织结构与荧光分子功能图像信息,本发明使用单光纤就能够实现双模态内窥成像,系统结构更加简化,稳定性、小型化。

附图说明

[0015] 图1为发明的整个装置结构示意图;

[0016] 图2为旋转扫描腔体结构示意图;

[0017] 图3为实施例效果示意图;

[0018] 图中:a为普通无变焦成像;b为本发明成像。

具体实施方式

[0019] 如图1、图2、图3所示,本实施例中包含:单模纤芯1、多模纤芯2、电缆3、光纤与电缆外壳4、外腔体保护套5、内窥镜外腔体6、微电机7、球面反射镜8、外腔体扫描窗9、光纤耦合器10、消色差透镜11与12、双包层光纤13、光束准直器14、可变针孔光阑15、旋转扫描腔体16、自聚焦液体透镜17、非球面透镜18、主外腔体扫描窗19、旋转转轴20,其中:球面反射镜8、消色差透镜11和12、光束准直器14、自聚焦液体透镜17、双包层光纤耦合10、双包层光纤束13和非球面透镜18位于旋转扫描腔体16内。

[0020] 所述的自聚焦液体透镜17依据电润湿法原理,通过改变其结构上的隔膜与其内部的流体电流变化,而改变液体模的曲率,改变焦距。该液体透镜具有结构简单,功耗低,变焦时间短等优点,适合应用于快速调焦内窥镜成像机构。其具圆形小巧的外形特征,直径0.2-3mm,通光孔径2-4mm,长度2-4mm,焦距8-12mm,680-1300nm。

[0021] 本实施例涉及上述装置的变焦的双模态实时内窥成像方法,包括以下步骤:

[0022] 第一步、激发光源通过单模纤芯1输入入射光,通过双包层光纤束13进入旋转扫描腔体16,再旋转扫描腔体内经过光束准直器14,然后经可变针孔光阑15调整光斑大小,过滤杂散光,经消色差透镜11、12扩束,准直扩束后的平行光束入射到自聚焦液体透镜17表面,再经过非球面透镜18,聚焦光束入射到球面反射镜8,反射到环绕于壳体四周的样品21的表面,整个旋转扫描腔体16由转轴10与电缆3连接微电机7转动,并通过主外腔体扫描窗19和外腔体扫描窗9实现圆周360°全覆盖扫描;

[0023] 第二步、聚焦光斑在生物组织上诱发组织产生的后向散射光信号通过相同的光路回到自聚焦液体透镜17,经过双包层光纤和光纤耦合器10将双模式光信号进行分离分别得到单模OCE信号通过单模纤芯1输出,得到多模FLE信号通过多模纤芯2输出,经图像处理得到如图3b所示的两种模态下组织结构和荧光分子能多维双模态内窥成像。

[0024] 上述具体实施可由本领域技术人员在不背离本发明原理和宗旨的前提下以不同的方式对其进行局部调整,本发明的保护范围以权利要求书为准且不由上述具体实施所限,在其范围内的各个实现方案均受本发明之约束。

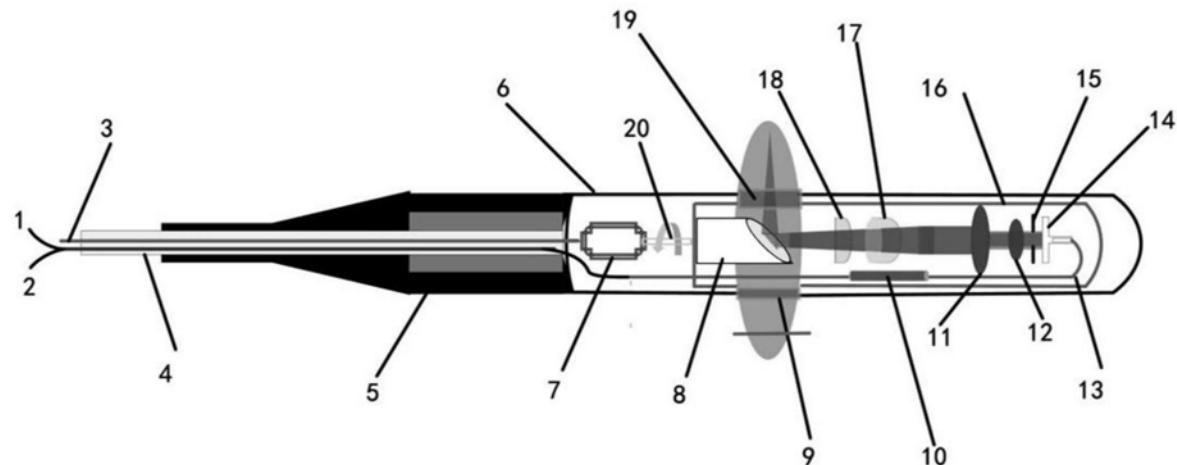


图1

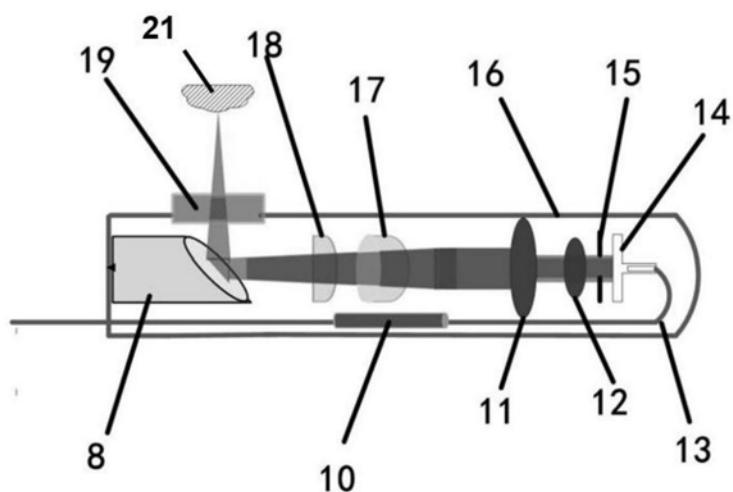


图2

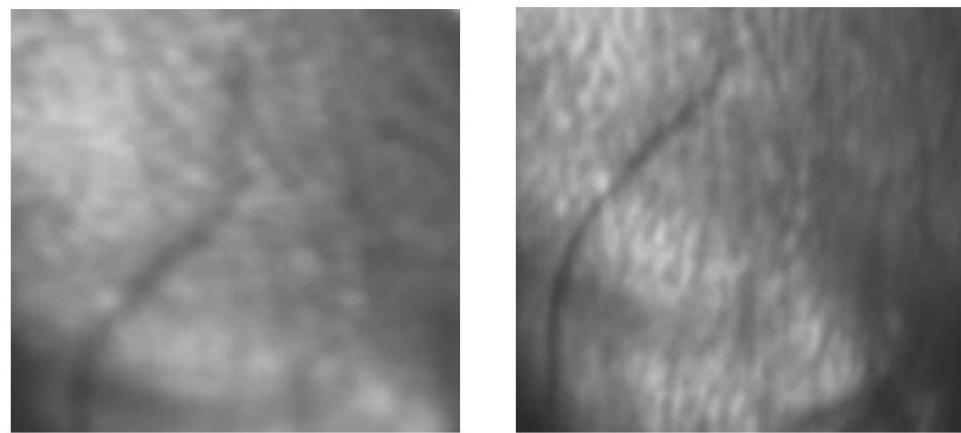


图3

专利名称(译)	基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置		
公开(公告)号	CN109381167A	公开(公告)日	2019-02-26
申请号	CN201811547208.X	申请日	2018-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	厦门大学		
申请(专利权)人(译)	厦门大学		
当前申请(专利权)人(译)	厦门大学		
[标]发明人	赵庆亮 黄豆豆 林文珍		
发明人	赵庆亮 黄豆豆 林文珍 刘基嫣		
IPC分类号	A61B5/00 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/273 A61B1/31		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B1/00167 A61B1/04 A61B1/043 A61B1/273 A61B1/31 A61B5/0071 A61B5/0084		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种基于液体透镜自聚焦的双模态内窥镜装置，包括：壳体、设置于壳体内带有反射镜的旋转扫描腔体，其中：旋转扫描腔体通过单模光纤和多模光纤分别接收激发光和输出样品反射的OCE信号与荧光信号以实现全景扫描，本发明通过集成OCE和FLE技术，对生物体内部的结构和功能进行实时高分辨变焦成像，为精确监控胃肠道系统疾病的早期检测提供精准有效的形态学结构信息图像，同时给出高灵敏高特异性的定量光学相干与荧光二维和三维双模态图像。

