



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107411708 A

(43)申请公布日 2017.12.01

(21)申请号 201710364571.7

(22)申请日 2017.05.22

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 吴继刚 陈松良

(74)专利代理机构 上海光华专利事务所(普通合伙) 31219

代理人 尹丽云

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

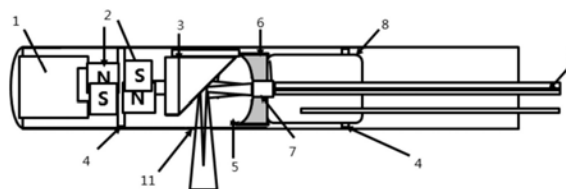
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜

(57)摘要

本发明提供一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜,包括光源、腔体、分别设置于腔体内部的光学相干层析单元和光声成像单元,所述光学相干层析单元包括单模光纤、梯度折射率透镜、反射棱镜和成像扫描模块;发明中的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜,通过光学相干层析和声光成像相结合,能够进行双模态内窥成像,实现尺寸较小的双模态内窥镜且实现光学相干层析与光声成像扫描的同时进行,特别适合用于对尺寸要求较高的场合成像,例如对直径较小的血管内窥成像中,本发明结合了光学相干层析的高分辨率和声光成像的大穿透深度,可以同时得到高视场范围和高分辨率图像,为医学诊断发展提供了良好的应用前景。



1. 一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 包括光源、腔体、分别设置于腔体内部的光学相干层析单元和光声成像单元, 所述光学相干层析单元包括双包层光纤、梯度折射率透镜、反射棱镜和成像扫描模块, 所述光源包括用于光学相干层析成像的第一光源和用于声光成像的第二光源, 所述第一光源耦合到单模光纤, 通过所述成像扫描模块成像, 所述第二光源经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束, 所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上, 所述光声成像单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号, 完成双模态内窥成像。

2. 根据权利要求1所述的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 所述第一光源为用于光学相干层析成像的红外光源, 所述第二光源为用于光声成像的脉冲激光, 所述第一光源通过所述双包层光纤的内层进行单模传输。

3. 根据权利要求2所述的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 还包括设置于腔体内的超声探测器, 所述超声换能器与双包层光纤连接, 第一光源通过所述双包层光纤穿过所述超声探测器。

4. 根据权利要求2所述的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 所述光声成像单元包括光学分辨率式子单元或声学分辨率式子单元, 第二光源耦合至双包层光纤进行传送, 经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束, 所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上, 所述光学分辨率式子单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号。

5. 根据权利要求4所述的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 所述第二光源耦合至所述双包层光纤进行多模传输, 通过多模光纤传送脉冲激光, 经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束, 所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上, 所述声学分辨率式子单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号。

6. 根据权利要求3所述的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 所述成像扫描模块包括扫描镜、微电机和磁铁, 所述扫描镜固定于磁铁, 所述磁铁在微电机的磁力驱动下进行转动。

7. 根据权利要求6所述的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 所述腔体内部填充有用于传播声信号的液体以及用于隔离液体的隔离装置, 所述超声探测器与所述微电机分别通过所述隔离装置与液体互相隔离, 所述扫描镜设置于液体内部。

8. 根据权利要求3所述的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜, 其特征在于: 所述超声探测器为中空的压电式超声换能器。

一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及光学领域,尤其涉及一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜。

背景技术

[0002] 光学相干层析(Optical Coherence Tomography,OCT)是近二十年来发展起来的能对生物组织结构进行高分辨率端面成像的技术。与以往的成像技术相比,光学相干层析具有以下突出优点:使用近红外光源,对人体无损伤;利用低相干干涉原理使其分辨率很高(可达10微米或更小);利用光纤系统,成本较低且设备便携。由于这些优点,光学相干层析在近二十年来得到了很大的发展,目前在临床上已经是检测青光眼,眼底疾病等眼科领域的重要工具。除了眼睛以外,光学相干层析也可对人体的各种组织进行成像,例如皮肤、牙齿等。为了对人体内部的器官进行成像,出现了各种各样的光学相干层析内窥探头,可以伸入体内探测,大大扩展了应用范围。例如,将这种探头伸入血管内,可以对血管截面进行成像,以研究血管脂肪和血管阻塞形成的过程与机理,尤其是对易破裂斑块的成像将可以诊断早期动脉粥样硬化。经过近十几年的发展,内窥光学相干层析探头已经在血管、呼吸道和消化道等方面显露了很好的应用前景。

[0003] 但是,光学成像技术通常会有视场范围和横向分辨率的矛盾,通常无法同时实现很宽的视场范围和很小的横向分辨率,光学相干层析也不例外。传统的光学内窥探头,包括基于光纤束和基于摄像头的探头,通常视场范围可达到几厘米量级,但其横向分辨率只有几十微米。而在光学相干层析内窥探头中,横向和纵向分辨率都可以达到约10微米,但其视场范围通常为几毫米量级。在很多应用中,需要同时获得大视场范围和高分辨率,而现有技术无法实现这一点。另一方面,由于生物组织对近红外光的高散射,光学相干层析的有效探测深度也是有限的,对表皮组织来说一般是1-2毫米。这就限制了对大范围伸入组织的成像。因此,亟需一种新的技术手段,能够实现尺寸较小的双模态内窥镜且实现光学相干层析与光声成像扫描的同时进行,从而可用于对尺寸要求较高的场合。

发明内容

[0004] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明提供一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜,以解决上述技术问题。

[0005] 本发明提供的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜,包括光源、腔体、分别设置于腔体内部的光学相干层析单元和光声成像单元,所述光学相干层析单元包括双包层光纤、梯度折射率透镜、反射棱镜和成像扫描模块,所述光源包括用于光学相干层析成像的第一光源和用于声光成像的第二光源,所述第一光源耦合到单模光纤,通过所述成像扫描模块成像,所述第二光源经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束,所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上,所述光声成像单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号,完成双模态内窥成像。

[0006] 进一步,所述第一光源为用于光学相干层析成像的红外光源,所述第二光源为用

于光声成像的脉冲激光,所述第一光源通过所述双包层光纤的内层进行单模传输。

[0007] 进一步,还包括设置于腔体内的超声探测器,所述超声换能器与双包层光纤连接,第一光源通过所述双包层光纤穿过所述超声探测器。

[0008] 进一步,所述光声成像单元包括光学分辨率式子单元或声学分辨率式子单元,第二光源耦合至双包层光纤进行传送,经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束,所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上,所述光学分辨率式子单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号。

[0009] 进一步,所述第二光源耦合至所述双包层光纤进行多模传输,通过多模光纤传送脉冲激光,经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束,所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上,所述声学分辨率式子单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号。

[0010] 进一步,所述成像扫描模块包括扫描镜、微电机和磁铁,所述扫描镜固定于磁铁,所述磁铁在微电机的磁力驱动下进行转动。

[0011] 进一步,所述腔体内部填充有用于传播声信号的液体以及用于隔离液体的隔离装置,所述超声探测器与所述微电机分别通过所述隔离装置与液体互相隔离,所述扫描镜设置于液体内部。

[0012] 进一步,所述超声探测器为中空的压电式超声换能器。

[0013] 本发明的有益效果:本发明中的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜,通过光学相干层析和声光成像相结合,能够进行双模态内窥成像,实现尺寸较小的双模态内窥镜且实现光学相干层析与光声成像扫描的同时进行,特别适合用于对尺寸要求较高的场合成像,例如对直径较小的血管内窥成像中,本发明结合了光学相干层析的高分辨率和声光成像的大穿透深度,可以同时得到高视场范围和高分辨率图像,为医学诊断发展提供了良好的应用前景。

附图说明

[0014] 图1是本发明的结构示意图。

[0015] 图2是本发明的方法流程示意图。

[0016] 图3是本发明的系统结构示意图。

[0017] 附图标记说明:

[0018] 微电机-1,磁铁-2,扫描镜-3,隔离装置-4,液体-5,声透镜-6,GRIN透镜-6,超声探测器-8,双包层光纤-9,信号线-10,透明膜-11,第一光源-21,第二光源-22,二向色滤光片-23,透镜-24,核-25,内包裹-26,外包裹-27,信号线-31,导电胶-32,地线-33,绝缘胶-34,双层镀金铌酸锂-35,匹配层-36,声透镜-37。

具体实施方式

[0019] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用,本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用,在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。需说明的是,在不冲突的情况下,以下实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0020] 需要说明的是,以下实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想,遂图式中仅显示与本发明中有关的组件而非按照实际实施时的组件数目、形状及尺寸绘制,其实际实施时各组件的型态、数量及比例可为一种随意的改变,且其组件布局型态也可能更为复杂。

[0021] 如图1、2所示,本实施例中的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜,包括光源、腔体、分别设置于腔体内部的光学相干层析单元和光声成像单元,所述光学相干层析单元包括双包层光纤、梯度折射率透镜7 (GRIN透镜)、反射棱镜和成像扫描模块,所述光源包括用于光学相干层析成像的第一光源21和用于声光成像的第二光源22,所述第一光源21耦合到单模光纤,通过所述成像扫描模块成像,所述第二光源22经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束,所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上,所述光声成像单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号,完成双模态内窥成像,本实施例通过双包层光纤,可以保证光学相干层析成像和光声成像这两种成像模式实现同位置成像,可以同时得到高视场范围和高分辨率图像,且探头的尺寸较小,适合于对尺寸要求较高的场合成像。

[0022] 在本实施例中,光学相干层析成像光路位于探头中间,光学相干层析单元包括双包层光纤、梯度折射率透镜7与反射棱镜,其纵向分辨率由近红外光源的谱宽决定,而其横向分辨率由梯度折射率透镜的参数和探头工作距离决定,光学相干层析单元通过光纤直接收集样品反射回来的信号,然后通过光学相干层析系统端探测,完成光学相干层析成像。

[0023] 在本实施例中,第一光源21为光学相干层析所用的红外光源,第二光源22为光声成像所用的脉冲激光,第一光源21通过所述双包层光纤进行单模传输。在输入端,光学相干层析的光通过二向色滤光片23耦合到双包层光纤的内层,而光声成像的脉冲光则视不同设计耦合到双包层光纤内层的单模光纤或外层的多模光纤。如图2所示。另外,单模光纤的输入端将与光学相干层析系统连接。光纤后面将放置梯度折射率透镜产生聚焦光束,然后经过反射镜反射到样品表面上。

[0024] 在本实施例中,包括设置于腔体内的超声探测器8,所述超声探测器8与双包层光纤连接,第一光源21通过所述单模光纤穿过所述超声换能器,如图3所示,本实施例中的超声探测器8采用一个中空的压电式超声换能器,本实施例中的中空的压电式超声换能器的结构如图3所示,包括信号线31、导电胶32、地线33、绝缘胶34、双层镀金铌酸锂35、匹配层36和声透镜37,其内部为中空结构,中空部分与双包层光纤9连接。

[0025] 在本实施例中,光声成像单元包括光学分辨率式子单元或声学分辨率式子单元第二光源22耦合至双包层光纤进行单模传送,经过所述梯度折射率透镜产生聚焦光束,所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上,所述光学分辨率式子单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号;第二光源22耦合至所述双包层光纤进行多模传输,通过多模光纤传送脉冲激光,经过所述梯度折射率透镜7产生聚焦光束,所述聚焦光束经过反射棱镜反射到在样品表面上,所述声学分辨率式子单元接收所述样品吸收脉冲激光后产生的光声信号。光学分辨率式可在浅层获得高分辨率图像,而声学分辨率式可在获得高达数厘米成像深度与适度分辨率。在光学分辨率式中,脉冲激光经由单模光纤传送,并经过渐变式折射率透镜聚焦打在样品上,光学相干层析光源也可透过同一条单模光纤传送。样品吸收脉冲激光后产生的光声信号将由超声探测器接收。由于横向分辨率是由聚焦光斑大小所决定,因此超声探头可为非聚焦式或弱聚焦式。在声学分辨率方式中,由于激光不聚焦,需使用多

模光纤来携带足够的激光能量。另外由于激光不聚焦,因此超声探测器8必须为聚焦式,以便提供成像所需的横向分辨率。这两种方式是在同一个系统里面实现的,本实施例中的双包层光纤结构如图2所示,包括核25、内包裹26和外包裹27,。

[0026] 在本实施例中,成像扫描模块包括扫描镜3、微电机1和磁铁2,所述扫描镜3固定于磁铁2,所述磁铁2在微电机1的磁力驱动下进行转动,成像的扫描由微电机1带动的小磁铁2通过磁力驱动另外一个小磁铁实现,扫描镜3粘贴在小磁铁上被带动旋转。本实施例中腔体内部填充有用于传播声信号的液体5以及用于隔离液体的隔离装置4,本实施例采用隔离装置4进行隔离,其具体的结构如图1所示,超声探测器8与所述微电机1分别通过所述隔离装置4与液体5互相隔离,所述扫描镜3设置于液体内部,本实施例中的液体5为水,超声探测器8部分需要冲水以传播声信号,这部分与微电机1和探头其他部分需要隔离开来。

[0027] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰或改变。因此,举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变,仍应由本发明的权利要求所涵盖。

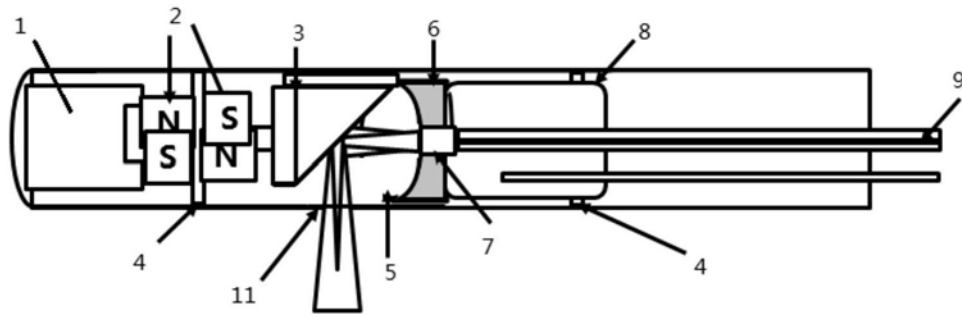


图1

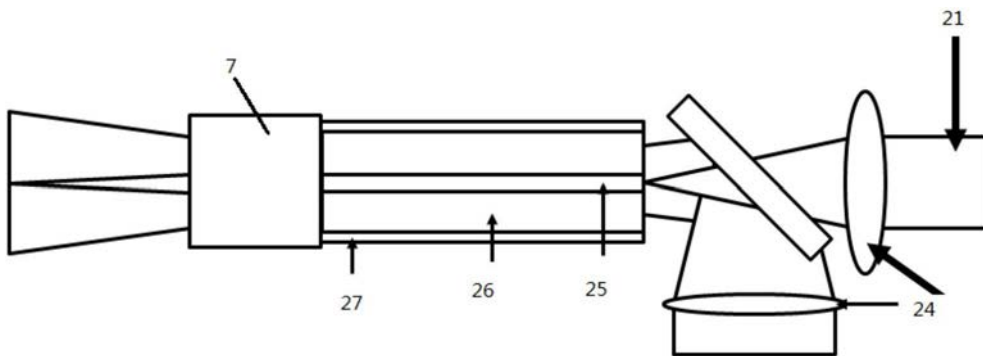


图2

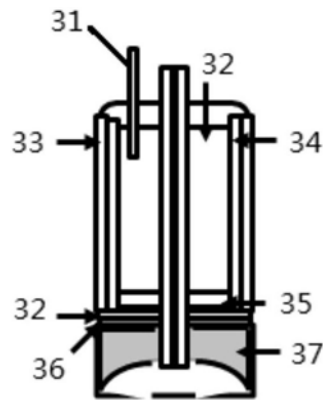


图3

专利名称(译)	一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜		
公开(公告)号	CN107411708A	公开(公告)日	2017-12-01
申请号	CN201710364571.7	申请日	2017-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	吴继刚 陈松良		
发明人	吴继刚 陈松良		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12 A61B1/00 A61B1/06		
代理人(译)	尹丽云		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种光学相干层析与光声成像双模态内窥镜，包括光源、腔体、分别设置于腔体内部的光学相干层析单元和光声成像单元，所述光学相干层析单元包括单模光纤、梯度折射率透镜、反射棱镜和成像扫描模块；发明中的光学相干层析与光声成像双模态内窥镜，通过光学相干层析和声光成像相结合，能够进行双模态内窥成像，实现尺寸较小的双模态内窥镜且实现光学相干层析与光声成像扫描的同时进行，特别适合用于对尺寸要求较高的场合成像，例如对直径较小的血管内窥成像中，本发明结合了光学相干层析的高分辨率和声光成像的大穿透深度，可以同时得到高视场范围和高分辨率图像，为医学诊断发展提供了良好的应用前景。

