



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108670177 A

(43)申请公布日 2018.10.19

(21)申请号 201810524691.3

(22)申请日 2018.05.28

(71)申请人 武汉大学

地址 430072 湖北省武汉市武昌区八一路  
299号

(72)发明人 龚静 林从尧 吴高松 张京伟

(74)专利代理机构 湖北武汉永嘉专利代理有限  
公司 42102

代理人 王丹

(51) Int. Cl.

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

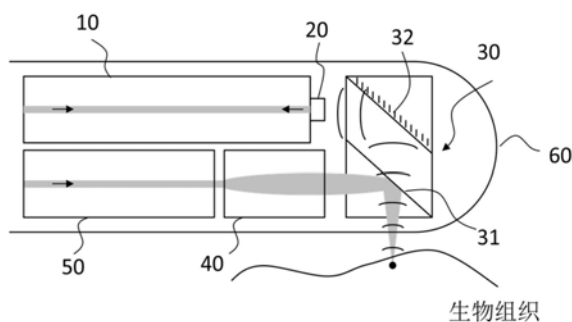
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种乳管内窥镜成像探头

(57)摘要

本发明提供一种乳管内窥镜成像探头,脉冲激光被耦合进入激发光纤的一端,在激发光纤的另一端通过准直汇聚元件聚焦照射到反射元件后反射,透过胶囊聚焦在生物体内表面下,由于声光效应产生超声信号,反射回来的超声信号透过胶囊照射到反射元件后反射聚焦到光学谐振元件,改变光学谐振元件的谐振频率;探测光被耦合进入接收光纤的一端,在接收光纤的另一端耦合进入光学谐振元件,改变谐振频率的探测光从接收光纤反射回来,经过光探测器和成像单元进行三维成像。本发明使得器件集成度更高、小型化,实现了低成本、小型化、光学透明和高带宽的全光的声光信号采集,极大地改进现有临床上使用的乳管镜技术。



1. 一种乳管内窥镜成像探头,包括光纤、准直汇聚元件、反射元件和胶囊,其特征在于:所述的光纤包括激发光纤和接收光纤,本探头还包括用于在返回的超声波下改变谐振频率的光学谐振元件;

所述的激发光纤、接收光纤、准直汇聚元件、反射元件、胶囊和光学谐振元件的位置关系满足以下光学路径:脉冲激光被耦合进入激发光纤的一端,在激发光纤的另一端通过准直汇聚元件聚焦照射到反射元件后反射,透过胶囊聚焦在生物体内表面下,由于声光效应产生超声信号,反射回来的超声信号透过胶囊照射到反射元件后反射聚焦到光学谐振元件,改变光学谐振元件的谐振频率;探测光被耦合进入接收光纤的一端,在接收光纤的另一端耦合进入光学谐振元件,改变谐振频率的探测光从接收光纤反射回来,经过光探测器和成像单元进行三维成像。

2. 根据权利要求1所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的激发光纤、接收光纤、准直汇聚元件、反射元件和光学谐振元件均设置在所述的胶囊中,且激发光纤和接收光纤位于反射元件的同一侧。

3. 根据权利要求2所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的激发光纤、接收光纤、准直汇聚元件、反射元件和光学谐振元件构成一个能够绕所述的胶囊的轴向旋转的整体。

4. 根据权利要求1所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的光学谐振元件包括具有弹光效应的平面集成波导器件,平面集成波导器件由光栅耦合器、连接波导和微环谐振腔构成;平面集成波导器件整体制作在接收光纤的端面上,且所述的光栅耦合器与接收光纤的线芯对齐。

5. 根据权利要求4所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的平面集成波导器件为聚合物材料,并采用半导体纳米压印工艺制作在接收光纤的端面上。

6. 根据权利要求4所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的光栅耦合器的两端与连接波导首尾连接,所述的微环谐振腔与连接波导之间设有一定的间隙,且微环谐振腔位设置在光栅耦合器的正上方。

7. 根据权利要求1所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的反射元件包括2个独立的反射镜,其中第一反射镜用于反射或汇聚从准直汇聚元件输出的激光,第二反射镜用于反射或汇聚反射回来的超声信号。

8. 根据权利要求7所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的第一反射镜具有光学反射面,所述的第二反射镜具有不锈钢反射面。

9. 根据权利要求1所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的反射元件包括一个独立的反射镜和一个独立的反射面,其中反射面用于反射或汇聚从准直汇聚元件输出的激光,反射镜用于反射或汇聚反射回来的超声信号。

10. 根据权利要求9所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的反射面为所述的激发光纤一定角度的端面或者抛光面,所述的反射镜具有不锈钢反射面。

11. 根据权利要求1所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的光学谐振元件包括具有法诺谐振效应的光学谐振腔。

12. 根据权利要求11所述的乳管内窥镜成像探头,其特征在于:所述的光学谐振腔为金属表面等离子激元的光子晶体或者反射光栅。

## 一种乳管内窥镜成像探头

### 技术领域

[0001] 本发明属于内窥镜成像技术领域,具体涉及一种乳管内窥镜成像探头。

### 背景技术

[0002] 病理性乳头溢液是乳腺病变的常见表现之一。常见病因有乳腺导管内乳头状瘤、乳腺导管扩张症、乳腺癌、浆细胞乳腺炎等。在乳管镜技术发明和应用前,包括超声、磁共振及钼靶等检查手段都无法获得较为准确的诊断结果。乳管镜是一种内镜摄像光源系统,可以直视观察乳管内病变的表现,同时可以进行病灶的活检,还可以进行药物的灌洗治疗。但现有的乳管镜存在如下不足之处:第一、乳管镜的成像深度有限。乳管镜的进镜深度受镜体直径、长度及弯曲度的限制,不能到达小于镜体直径的末梢乳管。研究表明乳管内乳头状瘤常发生于小导管和终末导管上皮细胞和间质,而小导管和终末导管常扩张不明显,从而导致漏诊。第二、乳管镜检查所见即所得,无法对病变及其中周围组织进行多切片扫描,需要对各级导管进行逐级检查,且只能得到二维图像,提供给临床医生的诊断信息有限。同时因为检查确诊效率低,作为一种有创性检查,对病人造成的痛苦较大。第三、乳管镜分辨率有限,缺乏对病灶组织弹性及功能状态的判断。

[0003] 声光内窥镜作为一种新型的可以用于无创的中空器官内部的光学成像与超声成像相结合的混合式成像技术、在血管和肠胃病变等领域受到人们的关注,它主要具有以下优点:第一、对人体无害。声光成像不产生任何电离辐射,无需使用任何生物标记,也不破坏或改变任何组织性质。第二、成像深度深、对比度强且分辨率高。声光成像利用超声波的强穿透特性和组织对激光的吸收差异性,实现了组织更深处的高分辨率和高对比度的成像。第三、具有组织功能成像能力。声光成像还可以测量组织不同部分的吸收系数,并与相应的分子结构或生理状态相关联,监控组织的功能状态,例如血管中的血红蛋白含量、氧代谢和肿瘤进展等等。

[0004] 声光内窥镜成像技术的基本原理主要包含三个步骤:第一、脉冲激光通过探头中的光学元件照射到生物组织;第二、生物组织体吸收脉冲激光发热,产生光声效应并向外辐射超声波;第三、探头中的超声探测器接受到超声波,转换成相应的电信号传递到电脑中,采用图像重建算法输出图像。因此探头中的传感器和光学元件是声光成像的核心技术之一。现有的声光内窥镜成像系统中的探头大多采用的是基于压电传感的超声传感器。这种传感器通常体积较大,小型化之后放置在内窥镜探头中导致灵敏度和探测带宽性能受限,并且不易集成多传感器的阵列,因此限制了成像的分辨率、信噪比和速度,使得实时高分辨率的这类成像应用很难实现。此外压电超声传感器的光学不透明,增加了内窥镜的光学元件设计难度。为了解决这个问题,各种包含更紧凑、更高分辨率的超声传感器的声光成像探头被不断提出。如何使用不断提升声光成像探头的分辨率和小型化并获得更高质量图片一直是大家追求的目标。

[0005] 当前基于声光成像技术的内窥镜探头设计主要有如下两种:

[0006] 第一种设计如图1所示,来自文献“A miniature all-optical photoacoustic

imaging probe”Proc.of SPIE Vol.7899,78991F(2011)。此声光内窥镜成像探头包含：套管1-1、单模光纤1-2、声光信号探测传感器1-3、胶囊1-4。单模光纤1-2的一端固定在套管1-1中,并与激发光源耦合连接,可绕光纤轴旋转。单模光纤1-2的另一端抛光成与光纤轴成45度夹角的反射面,并置于胶囊1-4中。单模光纤1-2的另一端的包覆层上通过多层镀膜工艺制备基于法布里珀罗聚合物薄膜原理的声光信号探测传感器1-3,胶囊1-4中充有空气。探头工作时,激发光信号从单模光纤1-2的一端耦合进入,在另一端45度的反射面上发生全反射,穿透声光信号探测传感器1-3之后一部分聚焦在生物组织内某一点,另一部分反射回来再次进入单模光纤1-2。生物组织内的该点吸收激发光的能量,产生超声信号并辐射到声光信号探测传感器1-3上,通过改变其薄膜形貌来改变反射光信号的强度或者位相,并传返回电脑,通过图像重建算法实现图像显示。这种方案有三个缺点:第一,尽管圆柱面的光纤侧壁可以对激发光起到沿光纤轴垂直方向的汇聚作用,但是其激发密度还是较低,因此所需的功耗较大。第二,超声波信号没有专门的汇聚元件,因此收集效率低,信号损耗大。第三、法布里珀罗型的微腔由于品质因子低,因此声光信号的探测灵敏度较低,导致图像的分辨率受限。

[0007] 第二种设计如图2所示,来自文献“一种血管内成像系统及方法”,中国专利CN104545811B。此声光内窥镜成像探头包含:多模光纤2-1、柔性弹簧线圈2-2、匹配管2-3、汇聚元件2-4、反射元件2-5、超声换能器2-6、支撑元件2-7和保护套2-8。匹配管2-3、汇聚元件2-4、反射元件2-5、超声换能器2-6以及支撑元件2-7设置在保护套2-8内。柔性弹簧线圈2-2的一端固定在保护套2-8的内壁,另一端与激发光源连接。多模光纤2-1的一端穿过匹配管2-3内部,并固定于汇聚元件2-4的一端,反射元件2-5固定于汇聚元件2-4的另一端与超声换能器2-6之间。超声换能器2-6设置于支撑元件2-7上。探头工作时,激发光信号从多模光纤2-1的一端耦合进入,通过汇聚元件2-4汇聚,再被反射元件2-5反射,聚焦在生物组织内某一点。生物组织内的该点吸收激发光的能量,产生超声信号并被超声换能器2-6接收并传返回电脑,通过图像重建算法实现图像显示。这种方案的缺点是采用超声换能器,光学不透明,造成光学设计复杂,集成度低,并且分辨率和信噪比受到压电材料体积的限制。

## 发明内容

[0008] 本发明要解决的技术问题是:提供一种乳管内窥镜成像探头,能够简化光学设计,使得器件集成度更高、小型化。

[0009] 本发明为解决上述技术问题所采取的技术方案为:一种乳管内窥镜成像探头,包括光纤、准直汇聚元件、反射元件和胶囊,其特征在于:所述的光纤包括激发光纤和接收光纤,本探头还包括用于在返回的超声波下改变谐振频率的光学谐振元件;

[0010] 所述的激发光纤、接收光纤、准直汇聚元件、反射元件、胶囊和光学谐振元件的位置关系满足以下光学路径:脉冲激光被耦合进入激发光纤的一端,在激发光纤的另一端通过准直汇聚元件聚焦照射到反射元件后反射,透过胶囊聚焦在生物体内表面下,由于声光效应产生超声信号,反射回来的超声信号透过胶囊照射到反射元件后反射聚焦到光学谐振元件,改变光学谐振元件的谐振频率;探测光被耦合进入接收光纤的一端,在接收光纤的另一端耦合进入光学谐振元件,改变谐振频率的探测光从接收光纤反射回来,经过光探测器和成像单元进行三维成像。

[0011] 按上述方案,所述的激发光纤、接收光纤、准直汇聚元件、反射元件和光学谐振元件均设置在所述的胶囊中,且激发光纤和接收光纤位于反射元件的同一侧。

[0012] 按上述方案,所述的激发光纤、接收光纤、准直汇聚元件、反射元件和光学谐振元件构成一个能够绕所述的胶囊的轴向旋转的整体。

[0013] 按上述方案,所述的光学谐振元件包括具有弹光效应的平面集成波导器件,平面集成波导器件由光栅耦合器、连接波导和微环谐振腔构成;平面集成波导器件整体制作在接收光纤的端面上,且所述的光栅耦合器与接收光纤的线芯对齐。

[0014] 按上述方案,所述的平面集成波导器件为聚合物材料,并采用半导体纳米压印工艺制作在接收光纤的端面上。

[0015] 按上述方案,所述的光栅耦合器的两端与连接波导首尾连接,所述的微环谐振腔与连接波导之间设有一定的间隙,且微环谐振腔位设置在光栅耦合器的正上方。

[0016] 按上述方案,所述的反射元件包括2个独立的反射镜,其中第一反射镜用于反射或汇聚从准直汇聚元件输出的激光,第二反射镜用于反射或汇聚反射回来的超声信号。

[0017] 按上述方案,所述的第一反射镜具有光学反射面,所述的第二反射镜具有不锈钢反射面。

[0018] 按上述方案,所述的反射元件包括一个独立的反射镜和一个独立的反射面,其中反射面用于反射或汇聚从准直汇聚元件输出的激光,反射镜用于反射或汇聚反射回来的超声信号。

[0019] 按上述方案,所述的反射面为所述的激发光纤一定角度的端面或者抛光面,所述的反射镜具有不锈钢反射面。

[0020] 按上述方案,所述的光学谐振元件包括具有法诺谐振效应的光学谐振腔。

[0021] 按上述方案,所述的光学谐振腔为金属表面等离子激元的光子晶体或者反射光栅。

[0022] 本发明的有益效果为:

[0023] 1、选用2根光纤和两条光路,通过采用紧凑高灵敏度的光学谐振元件,利用超声波改变光学谐振元件谐振频率的特点,从而实现信号的获取,整体结构简单,简化了光学设计,使得器件集成度更高、小型化,实现了低成本、小型化、光学透明和高带宽的全光的声光信号采集,极大地改进现有临床上使用的乳管镜技术。

[0024] 2、通过在接收光纤的一端面采用半导体纳米压印的工艺制作光学谐振元件,接收光纤的纤芯通过光栅耦合器直接与光学谐振元件耦合,降低了探头内光学设计难度和光学耦合工艺成本。

[0025] 3、与现有技术的法布里珀罗聚薄膜腔相比,本发明的基于微环谐振腔的光学谐振元件具有更高的品质因子,因此具备更高的探测灵敏度和图像分辨率。另外,通过优化光学谐振元件中波导参数,还可以产生光学法诺共振效应,形成更陡直的谐振谱线,进一步提高探测灵敏度和图像分辨率。

[0026] 4、当接收光纤、光学谐振元件、反射元件、准直汇聚元件和发光纤作为整体绕胶囊的轴线高速旋转时,探测信号可以扫描生物组织内壁360度的外貌,从而实现高速实时成像。

## 附图说明

- [0027] 图1为现有技术的第一种设计的结构示意图。
- [0028] 图2为现有技术的第二种设计的结构示意图。
- [0029] 图3为本发明一实施例的结构示意图。
- [0030] 图4为本发明一实施例中光学谐振元件的结构示意图。
- [0031] 图5A为现有技术的光学谐振元件的谐振谱线图。
- [0032] 图5B为本发明一实施例的光学谐振元件的谐振谱线图。
- [0033] 图6为本发明另一实施例的结构示意图。
- [0034] 图7为本发明又一实施例的结构示意图。
- [0035] 图中:套管1-1、单模光纤1-2、声光信号探测传感器1-3、胶囊1-4;
- [0036] 多模光纤2-1、柔性弹簧线圈2-2、匹配管2-3、汇聚元件2-4、反射元件2-5、超声换能器2-6、支撑元件2-7和保护套2-8;
- [0037] 接收光纤10、光学谐振元件20、反射元件30、准直汇聚元件40、激发光纤50和胶囊60;微环谐振腔21,连接波导22和光栅耦合器23;第一反射面31、第二反射面32、第一反射镜33、第二反射镜34、第三反射面35、第三反射镜36。

## 具体实施方式

- [0038] 下面结合具体实例和附图对本发明做进一步说明。
- [0039] 实施例一:
- [0040] 本发明提供一种乳管内窥镜成像探头,基于声光成像原理,如图3所示,包括光纤、准直汇聚元件40、反射元件30和胶囊60,所述的光纤包括激发光纤50和接收光纤10,本探头还包括用于在返回的超声波下改变谐振频率的光学谐振元件20。所述的激发光纤50、接收光纤10、准直汇聚元件40、反射元件30、胶囊60和光学谐振元件20的位置关系满足以下光学路径:脉冲激光被耦合进入激发光纤50的一端,在激发光纤50的另一端通过准直汇聚元件40聚焦照射到反射元件30的第一反射面31后反射,透过胶囊60聚焦在生物体内表面下,由于声光效应产生超声信号,反射回来的超声信号透过胶囊60照射到反射元件30的第二反射面32后反射聚焦到光学谐振元件20,改变光学谐振元件20的谐振频率;探测光被耦合进入接收光纤10的一端,在接收光纤10的另一端耦合进入光学谐振元件20,改变谐振频率的探测光从接收光纤10反射回来,经过光探测器和成像单元进行三维成像。其中,本发明改变的只是探头的探测原理,并未涉及成像方法的改进,成像方法可采用现有技术中的图像重建算法。
- [0041] 本实施例中,所述的激发光纤50、接收光纤10、准直汇聚元件40、反射元件30和光学谐振元件20均设置在所述的胶囊60中,且激发光纤50和接收光纤10位于反射元件30的同一侧。
- [0042] 进一步的,所述的激发光纤50、接收光纤10、准直汇聚元件40、反射元件30和光学谐振元件20构成一个能够绕所述的胶囊60的轴向旋转的整体。当接收光纤10、光学谐振元件20、反射元件30、准直汇聚元件40、激发光纤50作为整体绕胶囊60的轴线高速旋转时,探测信号可以扫描生物组织内壁360度的外貌,从而实现高速实时成像。

[0043] 进一步的,如图4所示,所述的光学谐振元件20包括具有弹光效应的平面集成波导器件,平面集成波导器件由光栅耦合器23、连接波导22和微环谐振腔21构成;平面集成波导器件整体制作在接收光纤10的端面上,且所述的光栅耦合器23与接收光纤10的线芯对齐。所述的平面集成波导器件为聚合物材料,并采用半导体纳米压印工艺制作在接收光纤10的端面上。所述的光栅耦合器23的两端与连接波导22首尾连接,所述的微环谐振腔21与连接波导22之间设有一定的间隙,且微环谐振腔21位设置在光栅耦合器23的正上方。当探测光从接收光纤10的另一端,通过光栅耦合器23耦合进入光纤端面的连接波导22和微环谐振腔21,然后反射回来再次通过光栅耦合器23耦合进入接收光纤10。与现有技术的法布里珀罗聚薄膜腔相比,本发明的基于微环谐振腔21的光学谐振元件20具有更高的品质因子,因此具备更高的探测灵敏度和图像分辨率。另外,通过优化光学谐振元件20中波导参数,还可以产生光学法诺共振效应,形成更陡直的谐振谱线,进一步提高探测灵敏度和图像分辨率。

[0044] 图5A是现有技术的光学谐振元件的谐振谱线和探测光波长,图5B是本发明的光学谐振元件的谐振谱线。现有技术的探测光波长为 $\lambda_1$ ,本发明技术的探测波长为 $\lambda_2$ 。从图中可以看出,当超声信号导致光学谐振元件的谐振谱线移动相同距离时,本发明的微环谐振腔由于法诺共振效应产生的谐振谱线更陡峭,因此探测光信号变化幅值更大,探测灵敏度和图像分辨率更高。

[0045] 实施例二:

[0046] 本实施例的原理与结构与实施例一相同,其不同之处在于:如图6所示,所述的反射元件30包括2个独立的反射镜;其中第一反射镜33用于反射或汇聚从准直汇聚元件输出的激光,具有光学反射面;第二反射镜34用于反射或汇聚反射回来的超声信号,具有不锈钢反射面。

[0047] 实施例三:

[0048] 本实施例的原理与结构与实施例一相同,其不同之处在于:如图7所示,所述的反射元件30包括一个独立的第三反射镜36和一个独立的第三反射面35,其中第三反射面35用于反射或汇聚从准直汇聚元件40输出的激光,可以为所述的激发光纤50一定角度(例如45度)的端面或者抛光面;第三反射镜36用于反射或汇聚反射回来的超声信号,具有不锈钢反射面。

[0049] 反射元件30的反射面或反射镜经过表面镀膜工艺加工。

[0050] 所述的光学谐振元件20还可以是其它具有法诺谐振效应的光学谐振腔,例如金属表面等离子激元的光子晶体或者反射光栅。

[0051] 以上实施例仅用于说明本发明的设计思想和特点,其目的在于使本领域内的技术人员能够了解本发明的内容并据以实施,本发明的保护范围不限于上述实施例。所以,凡依据本发明所揭示的原理、设计思路所作的等同变化或修饰,均在本发明的保护范围之内。

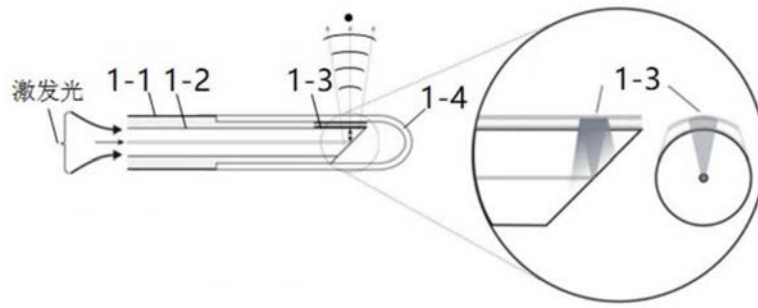


图1

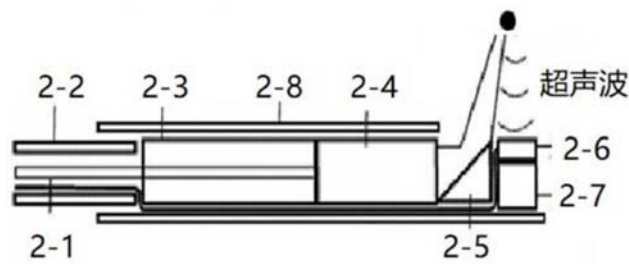


图2

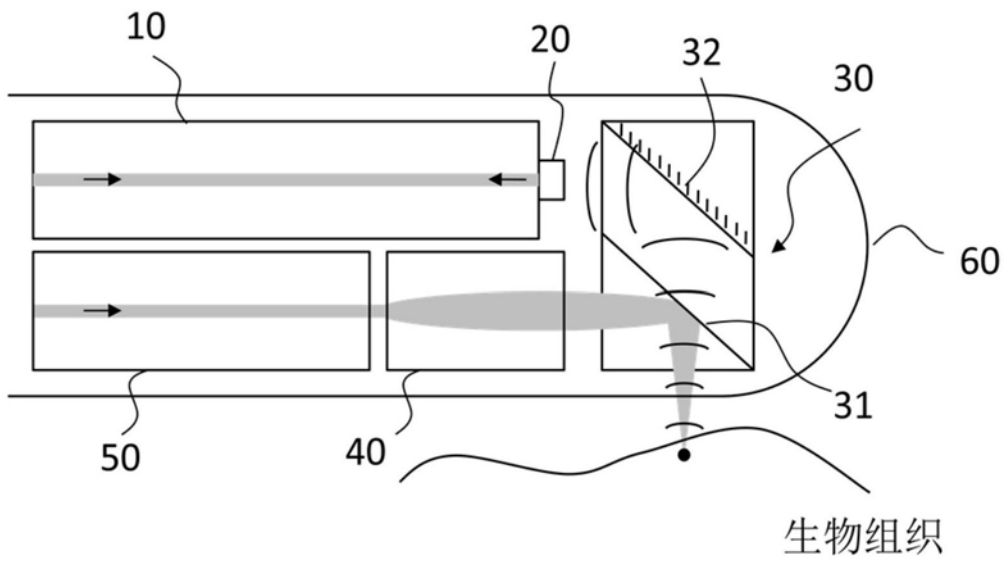


图3



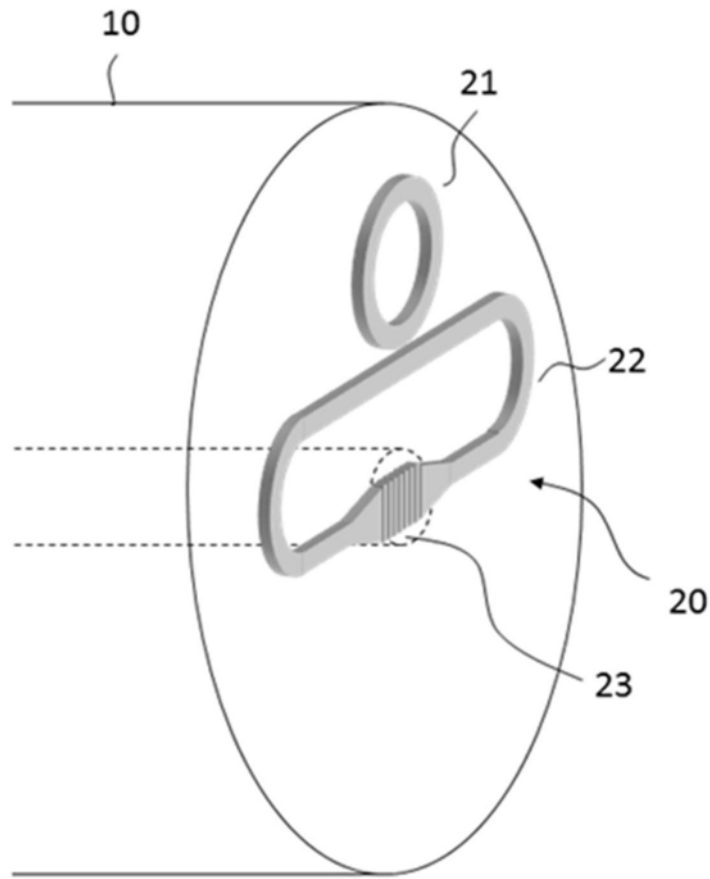


图4

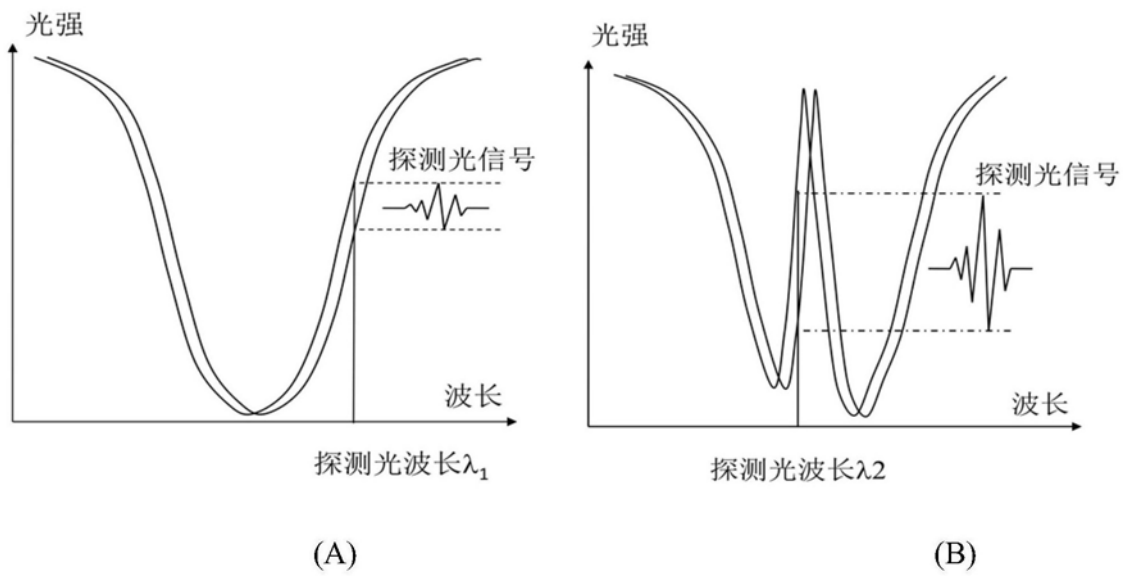


图5

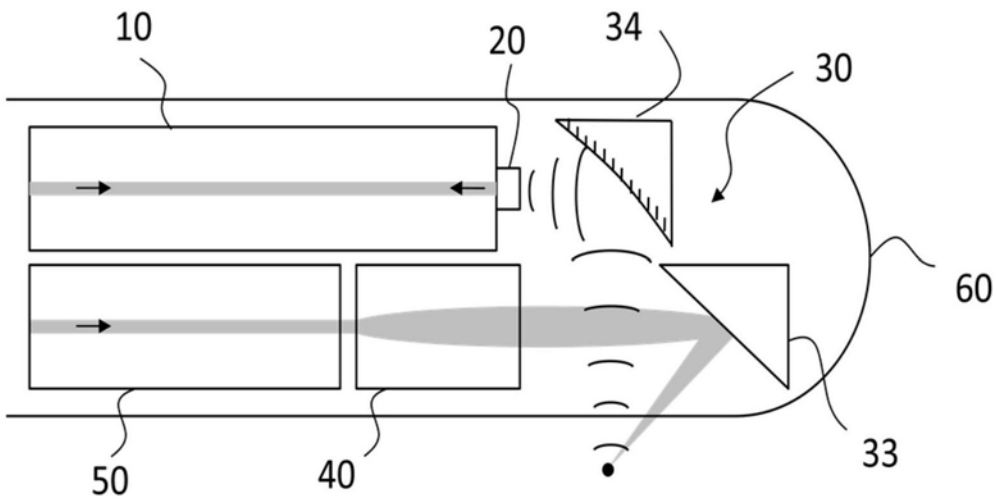


图6

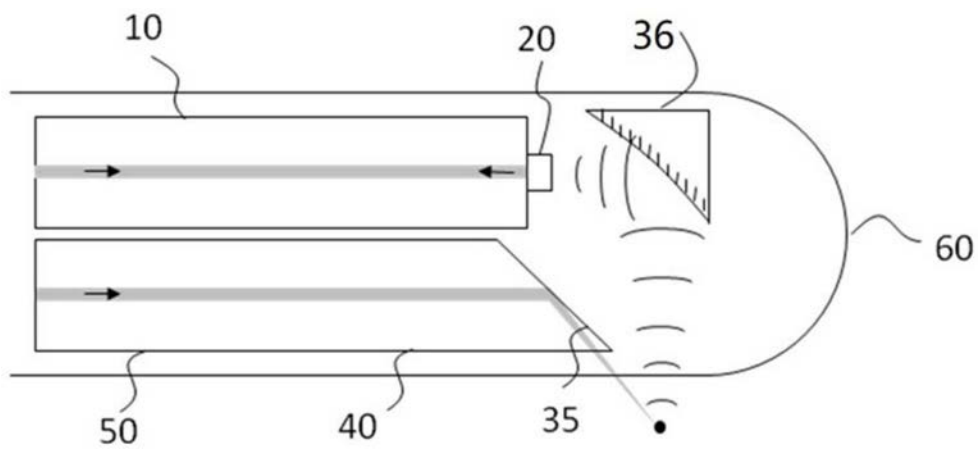


图7

专利名称(译)	一种乳管内窥镜成像探头		
公开(公告)号	<a href="#">CN108670177A</a>	公开(公告)日	2018-10-19
申请号	CN201810524691.3	申请日	2018-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	武汉大学		
申请(专利权)人(译)	武汉大学		
当前申请(专利权)人(译)	武汉大学		
[标]发明人	龚静 林从尧 吴高松 张京伟		
发明人	龚静 林从尧 吴高松 张京伟		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00064 A61B1/00131 A61B1/00165 A61B5/004 A61B5/0091 A61B5/0097		
代理人(译)	王丹		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种乳管内窥镜成像探头，脉冲激光被耦合进入激发光纤的一端，在激发光纤的另一端通过准直汇聚元件聚焦照射到反射元件后反射，透过胶囊聚焦在生物体内表面下，由于声光效应产生超声信号，反射回来的超声信号透过胶囊照射到反射元件后反射聚焦到光学谐振元件，改变光学谐振元件的谐振频率；探测光被耦合进入接收光纤的一端，在接收光纤的另一端耦合进入光学谐振元件，改变谐振频率的探测光从接收光纤反射回来，经过光探测器和成像单元进行三维成像。本发明使得器件集成度更高、小型化，实现了低成本、小型化、光学透明和高带宽的全光的声光信号采集，极大地改进现有临床上使用的乳管镜技术。

