



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109044243 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201810695276.4

(22)申请日 2018.06.29

(71)申请人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区中山大道西55号华南师范大学生物光子学研究院

(72)发明人 杨思华 王新坤 郑毅 曾俏 邢达

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有限公司 44245

代理人 李斌

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图1页

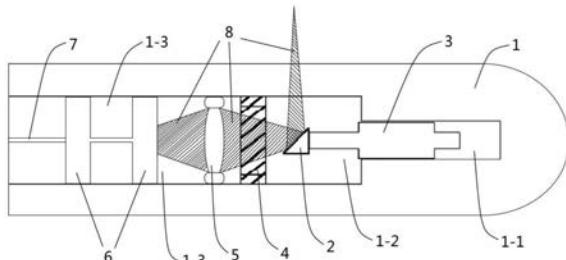
(54)发明名称

一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜及成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜及成像方法,该内窥镜包括探头壳、光学反射棱镜、微型电机、超声换能器、光学变焦透镜;所述的探头壳带有微型电机放置腔、油室和容腔;超声换能器安装于探头中部,将油室和容腔隔开;光学变焦透镜设置于探头容腔内部靠近超声换能器的一端,微型电机的主体部分固定于探头内部顶端的微型电机放置腔,其中心的金属轴在旋转的同时可前后移动。本发明为光声内窥三维成像提供了一种只旋转并移动反射镜而其它部件不用旋转或移动的方案,解决了较大旋转电机和步进电机带来的电磁干扰和精度等问题;具备扫描效率和精度高,单次扫描的范围大,可获得腔道组织的多参量物理信息和多尺度的结构成像。

A
CN 109044243 A



CN

1. 一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,其特征在于,包括探头壳、光学反射棱镜、微型电机、超声换能器及光学变焦透镜;

所述的探头壳内部设有微型电机放置腔、油室和容腔,所述微型电机放置腔设置在探头壳内部的前端,所述油室设置在探头壳内部的中间位置,所述容腔设置在探头壳内部的尾端;

所述超声换能器安装于探头壳内部的中部位置,将油室和容腔隔开;光学变焦透镜设置于容腔内部靠近超声换能器的一端,微型电机的主体部分固定于探头壳内部顶端的微型电机放置腔,所述微型电机的中心设有金属轴,金属轴在旋转的同时可前后移动;所述光学反射棱镜固定在微型电机金属轴靠近超声换能器的一端,用于反射从光学变焦透镜出来的激光束,并反射组织受激产生的光声信号;当微型电机驱动时,带动金属轴旋转的同时前后移动,从而实现光学反射棱与金属轴一起旋转,且推拉光学反射棱镜前后移动。

2. 根据权利要求1所述一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,其特征在于,所述油室内填充绝缘油,该绝缘油用于耦合光声、超声信号。

3. 根据权利要求1所述一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,其特征在于,所述容腔内设有光学变焦透镜、光纤及轴承,所述的微型电机的控制线、光学变焦透镜的控制线和超声换能器的信号线均引至该容腔内,最终连接至外部计算机系统。

4. 根据权利要求1所述的一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,其特征在于,所述的探头壳用透光透声的医用级材料制成;所述的探头壳在正常工作时,顶端要覆一层透光透声的薄膜囊,并抽真空后充以适量的水,使得光学焦点正好位于充水且无气泡的薄膜附近,用作超声换能器的声传输媒介,匹配声阻抗、减小声衰减。

5. 根据权利要求1所述的一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,其特征在于,所述的超声换能器为环形中空超声换能器,中间设置有通光孔,该通光孔在任意时刻都能让激光束无遮挡地通过,所述的超声换能器的侧表面涂有防水胶,设置于所述的探头壳内中部,通光孔靠近容腔的一侧覆有平整的透光薄膜,以将油室和容腔分开。

6. 根据权利要求1所述的一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,其特征在于,所述的光学变焦透镜为圆形,侧面和一部分表面设置有正负电极,中心为无色透明材料,具有良好的透光性,可通过配套的计算机程序控制光通过中心材料后焦点位置的变化,焦点变化范围 ≥ 6 毫米。

7. 根据权利要求1所述的一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,其特征在于,所述的光学反射棱镜采用无色透明的光学玻璃材料制作,为等腰直角三棱柱形状,其长宽高比所述的微型电机中心转轴的直径略大,一个直角面应该用胶水与微型电机的中心转轴一端固定,整体置于油室内,光学反射棱镜的斜面镀有高反光反声特性的金属膜,表面光滑平整,光学反射棱镜的反射面中心应该与光学变焦透镜的中心在同一水平线上。

8. 一种基于权利要求1-7中任一项前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜的成像方法,其特征在于,包括下述步骤:

将光学反射棱镜与微型电机中心转轴的一端同轴粘连,控制微型电机中心转轴与光学反射棱镜同步旋转;

转轴推拉光学反射棱镜从起始点位置开始移动;

同时控制光学变焦透镜,以达到激光束通过光学变焦透镜、经光学反射棱镜反射后的

焦点始终落在生物组织壁上的目的，并且光学焦点随光学反射棱镜的移动而在生物组织壁上移动；

也即激光束在旋转的同时而移动，由此产生光声信号并重建为三维图像。

一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜及成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于光声内窥成像、无损检测技术领域,涉及一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜及成像方法。

背景技术

[0002] 目前常用的内窥镜主要是光学类和超声类。以生物体作为被检体为例,光学内窥镜只能对被检测体内部腔体的表面成像,例如针对消化道的检测,无法对发端于深层次的组织异常进行早期探查。而超声内窥镜接收各层组织的回波信号,利用的是组织的声阻抗差异来成像。超声内窥镜虽然能够反映组织的结构信息,但是成像的分辨率较低,对生物体软组织的对比度也不高,尤其是无法获取组织的生物分子信息、这大大限制了光学类和超声类内窥镜对生物体组织异常或者工件缺陷的判断和探查能力。

[0003] 光声成像是近年来发展起来的一种非侵入式和非电离式的新型成像方法,它结合了纯光学组织成像中高选择特性和纯超声成像的深穿透特性两个优点。该成像技术以短脉冲激光作为激励源,以及由此激发的超声信号作为信息载体,通过相应的图像重建算法重建组织内部结构和功能信息的成像方法。该技术结合了光学成像和声学成像的特点,可提供深层组织高分辨率和高对比度的组织层析图像,从原理上避开了光散射的影响,突破了高分辨率光学成像深度“软极限”(约为1毫米),在成像领域具有广泛的应用前景。

[0004] 光声内窥镜利用组织的光学吸收差异对组织成像,既能获得较高的对比度和分辨率,同时还能够探测生物组织的部分理化信息。这对需要检出细微伤的工件或是早期生物体组织异常的判断和探查有极其重大的意义。该技术能有效的进行生物组织结构和功能成像,为研究生物组织的形态结构、代谢功能等提供了重要手段,已逐渐成为影像技术领域的研究热点。

[0005] 目前,可呈现三维图像的光声内窥成像的超声探头大多是采集多张二维图像后期处理为三维图像的。具体的,在二维XY平面内采集光声信号,然后利用位移平台或者步进电机推拉探头在XZ平面内移动,重建并保存数百张二维光声图像,再将不同层的光声二维图像通过软件处理就可得到光声三维成像。这种方式难以实现清晰的三维光声图像,甚至会产生明显的拼接和错位现象,也即图像效果不能达到最佳,视野也较窄,分辨率难以提高。

[0006] 专利号201310739425.X,使用同轴的步进电机控制内窥镜套管绕中心主轴旋转,单一地进行环形扫描,一次扫描仅仅能够得到被探测管腔的一层横断面,扫描的效率较低;为了得到管腔的多层横断面,必须通过推拉内窥镜探头,除了扫描速度低外,还严重影响扫描精度,难以做到精准成像。

[0007] 申请号201511026350.6的专利申请公开了一种组合式立体角扫描的光、声内窥成像装置及其方法。该装置采用步进电机、旋转轴、光电滑环、光纤耦合器、聚焦透镜、油室、反射镜、反射镜驱动器等器件和结构,虽然该装置的扫描效率和扫描精度有所提高,单次扫描的范围有所加大,但是步进电机、光电滑环的应用给生成的图像加大了电磁干扰、衰减了能量;且多段轴设计结构复杂,密封要求高,限制了整个装置的可应用性。

[0008] 申请号201110171027.3的专利申请公开了一种快速光声三维成像装置。该装置采用可编程逻辑阵列模块控制光学掩膜中各微镜片的通断,进而控制激光束通过光学掩膜照射在被测物体上的区域,以产生光声信号并重建为三维图像,虽然解决了现有光声三维成像装置成像速度慢的问题。但显然由于设备的复杂度和尺寸问题,这个装置是不适合用于内窥成像的。

[0009] 针对现有技术中存在的问题,以及目前尚不存在可明确适宜用于内窥三维光声成像的技术,所以需要设计一种光声探头完全适用于光声内窥三维成像仪器的应用。

发明内容

[0010] 本发明的主要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,该内窥镜探头属于中空聚焦光声探头,采用侧向扫描的模式;该探头的容腔部分采用密封结构,可防止水接触或雾化光学器件,避免了光学焦点和光斑的变化。

[0011] 为了达到上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0012] 本发明提供的一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜,包括探头壳、光学反射棱镜、微型电机、超声换能器及光学变焦透镜;

[0013] 所述的探头壳内部设有微型电机放置腔、油室和容腔,所述微型电机放置腔设置在探头壳内部的前端,所述油室设置在探头壳内部的中间位置,所述容腔设置在探头壳内部的尾端;

[0014] 所述超声换能器安装于探头壳内部的中部位置,将油室和容腔隔开;光学变焦透镜设置于容腔内部靠近超声换能器的一端,微型电机的主体部分固定于探头壳内部顶端的微型电机放置腔,所述微型电机的中心设有金属轴,金属轴在旋转的同时可前后移动;所述光学反射棱镜固定在微型电机金属轴靠近超声换能器的一端,用于反射从光学变焦透镜出来的激光束,并反射组织受激产生的光声信号;当微型电机驱动时,带动金属轴旋转的同时前后移动,从而实现光学反射棱与金属轴一起旋转,且推拉光学反射棱镜前后移动。

[0015] 作为优选的技术方案,所述油室内填充绝缘油,该绝缘油用于耦合光声、超声信号。

[0016] 作为优选的技术方案,所述容腔内设有光学变焦透镜、光纤及轴承,所述的微型电机的控制线、光学变焦透镜的控制线和超声换能器的信号线均引至该容腔内,最终连接至外部计算机系统。

[0017] 作为优选的技术方案,所述的探头壳用透光透声的医用级材料制成;所述的探头壳在正常工作时,顶端要覆一层透光透声的薄膜囊,并抽真空后充以适量的水,使得光学焦点正好位于充水且无气泡的薄膜附近,用作超声换能器的声传输媒介,匹配声阻抗、减小声衰减。

[0018] 作为优选的技术方案,所述的超声换能器为环形中空超声换能器,中间设置有通光孔,该通光孔在任意时刻都能让激光束无遮挡地通过,所述的超声换能器的侧表面涂有防水胶,设置于所述的探头壳内中部,通光孔靠近容腔的一侧覆有平整的透光薄膜,以将油室和容腔分开。

[0019] 作为优选的技术方案,所述的光学变焦透镜为圆形,侧面和一部分表面设置有正

负电极,中心为无色透明材料,具有良好的透光性,可通过配套的计算机程序控制光通过中心材料后焦点位置的变化,焦点变化范围 ≥ 6 毫米。

[0020] 作为优选的技术方案,所述的光学反射棱镜采用无色透明的光学玻璃材料制作,为等腰直角三棱柱形状,其长宽高比所述的微型电机中心转轴的直径略大,一个直角面应该用胶水与微型电机的中心转轴一端固定,整体置于油室内,光学反射棱镜的斜面镀有高反光反声特性的金属膜,表面光滑平整,光学反射棱镜的反射面中心应该与光学变焦透镜的中心在同一水平线上。

[0021] 本发明还提供了一种基于前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜的成像方法,包括下述步骤:

[0022] 将光学反射棱镜与微型电机中心转轴的一端同轴粘连,控制微型电机中心转轴与光学反射棱镜同步旋转;

[0023] 转轴推拉光学反射棱镜从起始点位置开始移动;

[0024] 同时控制光学变焦透镜,以达到激光束通过光学变焦透镜、经光学反射棱镜反射后的焦点始终落在生物组织壁上的目的,并且光学焦点随光学反射棱镜的移动而在生物组织壁上移动;

[0025] 也即激光束在旋转的同时而移动,由此产生光声信号并重建为三维图像。

[0026] 本发明与现有技术相比,具有如下优点和有益效果:

[0027] (1) 本发明为光声内窥三维成像提供了一种只旋转并移动反射镜而其它部件不用旋转或移动的方案,解决了较大旋转电机和步进电机带来的电磁干扰和精度等问题。该内窥镜扫描效率和扫描精度高,单次扫描的范围大,可获得腔道组织的多参量物理信息和多尺度的结构成像,属于光声内窥成像技术领域。

[0028] (2) 本发明用中心金属轴既可以旋转又可以推拉移动的微型压电电机取代现有光声成像内窥镜的电磁步进电机和旋转电机,又有光学变焦透镜实时保证光焦点落在腔道组织壁上,相比现有的光声内窥镜三维成像方法后期叠加处理而得到三维图像,本发明所述的三维成像速度快、精度高、分辨率好;所述的微型电机为非电磁驱动,相比现有的光声成像内窥镜电磁干扰大幅减小,因此噪声降低;整体尺寸比现有的光声成像内窥镜小。

附图说明

[0029] 图1为实施例的一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜微型电机在第一位置的侧视剖面结构示意图;

[0030] 图2为实施例的一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜微型电机在第二位置的侧视剖面结构示意图;

[0031] 图3为实施例的一种高精度前置三维扫描的光声内窥镜的俯视图;

[0032] 附图标号说明:1探头壳、1-1微型电机放置腔、1-2油室、1-3容腔、2光学反射棱镜、3微型电机、4超声换能器、5光学变焦透镜、6光纤轴承、7光纤、8激光束。

具体实施方式

[0033] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

[0034] 实施例

[0035] 如图1、图2和图3所示,一种高精度前置三维扫描的光声内窥镜,包括探头壳1、微型电机放置腔1-1、油室1-2、容腔1-3、光学反射棱镜2、微型电机3、超声换能器4、光学变焦透镜5、光纤轴承6、光纤7、激光束8。

[0036] 所述的探头壳1内部设有微型电机放置腔1-1、油室1-2和容腔1-3,所述微型电机放置腔设置在探头壳内部的前端,所述油室设置在探头壳内部的中间位置,所述容腔设置在探头壳内部的尾端。

[0037] 所述超声换能器4安装于探头壳1内部的中部位置,将油室1-2和容腔1-3隔开;光学变焦透镜5设置于容腔内部靠近超声换能器的一端,微型电机3的主体部分固定于探头壳内部顶端的微型电机放置腔1-1,所述微型电机3的中心设有金属轴,金属轴在旋转的同时可前后移动;所述光学反射棱镜2固定在微型电机金属轴靠近超声换能器4的一端,用于反射从光学变焦透镜出来的激光束,并反射组织受激产生的光声信号;当微型电机3驱动时,带动金属轴旋转的同时前后移动,从而实现光学反射棱2与金属轴一起旋转,且推拉光学反射棱镜前后移动。

[0038] 所述的微型电机3尺寸小(主体长度约为6.02毫米、宽为2.8毫米、高为2.8毫米,中心的转轴长为12毫米,直径为 1.39 ± 0.05 毫米),压电驱动,能效和稳定性都更高,不采用齿轮或者凸轮就可提供直接线性运动,自锁设计,只有在移动的时候才会消耗能量,并且结构坚实,可承受高负载冲击,静音的超声波电机操作,可操作温度范围较宽,结构简易。

[0039] 所述的超声换能器4为环形中空超声换能器,中间设置有通光孔,该通光孔在任意时刻都能让激光束无遮挡地通过,所述的超声换能器的侧表面涂有防水胶,设置于所述的探头壳内中部,通光孔靠近容腔的一侧覆有平整的透光薄膜,以将油室和容腔分开。在本实施例中,超声换能器4的中心频率为15MHz、声焦长为10mm,其压电元件采用厚度为50 μm 的PVDF压电薄膜材料,其发射/接收超声波的有效面积的外径是6mm,内径是4mm的圆环结构。采用夹具的形式把PVDF压电薄膜固定、整平后,用301环氧光学胶水将微型电机3与PVDF压电薄膜粘贴在一起,粘贴中要保证PVDF压电薄膜平整无褶皱、胶水无气泡,二者同轴粘贴;301环氧光学胶水完全固化后,用银环氧导电胶水分别在微型电机3镀金表面与PVDF压电薄膜的负极表面引出正负电极;最后在PVDF压电薄膜负极的表面上喷涂一层厚度约5 μm 的环氧树脂保护膜,既作为匹配层,又有防水的作用。

[0040] 所述超声换能器4的侧壁涂有防水胶,放置于探头壳内中部,将油室和容腔分开,通光孔靠近容腔的一侧覆有平整的透光薄膜,以防止油室中的油从其通光孔或侧壁缝隙侵入探头壳的容腔1-3内;超声换能器4的信号线应该引至探头壳的容腔1-3内。

[0041] 所述的光学变焦透镜5为圆形,厚度约为3毫米,整体直径为6毫米,中心透光部分直径约为3毫米,具有良好的透光性,侧面和非透光表面设置有正负电极,计算机连接该正负极后,可用程序控制光通过中心材料后焦点位置的变化,焦点变化范围 ≥ 6 毫米;应将光学变焦透镜设置于容腔内靠近超声换能器,保证光从光学变焦透镜中心透光部分出来后,无遮挡地通过超声换能器的通光孔。

[0042] 所述探头壳1采用透光透声的医用级材料制作,总长度为26mm;探头壳的容腔1-3直径为6mm;光学反射棱镜2为等腰直角三角棱柱,两腰长为2mm,棱柱高为2mm,整体采用光学玻璃材料制作;微型电机3主体长度约为6.02mm、宽为2.8mm、高为2.8mm,中心的转轴长为

12mm, 直径为 1.39 ± 0.05 mm。所述的探头壳在正常工作时, 顶端要覆一层透光透声的薄膜囊, 并抽真空后充以适量的水, 使得光学焦点正好位于充水且无气泡的薄膜附近, 用作超声换能器的声传输媒介, 匹配声阻抗、减小声衰减。

[0043] 本实施例中, 采用301环氧光学胶水将光学反射棱镜2的一个直角面与微型电机转轴的一端固定, 固定时, 要保证二者处于同轴; 其次用胶水将微型电机3的主体部分侧面固定在探头壳的微型电机放置腔1-1内; 最后从探头壳的容腔1-3引入微型电机的控制线。

[0044] 本实施例中, 要求光学变焦透镜5设置于探头壳的容腔1-3的靠近超声换能器4的一端, 且应该与光学反射棱镜2及微型电机3同轴; 光学变焦透镜5的控制线应该引至探头壳的容腔1-3内。

[0045] 本实施例的前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜, 通过计算机程序控制该内窥镜正常工作, 激光束8从置于光纤轴承6中的光纤7出来, 依次通过光学变焦透镜5、超声换能器4的通光孔、光学反射棱镜2, 最后通过透光的探头壳1; 控制微型电机移动, 此时光学反射棱镜5的透光部分的曲率同步变化, 保证激光束8的光焦点始终落在腔道的组织壁上。如图1和图2所示可见光学变焦透镜5的透光部分的曲率变化, 以及光学反射棱镜2和微型电机3的中心转轴整体的位移变化。

[0046] 上述实施例为本发明较佳的实施方式, 但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制, 其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化, 均应为等效的置换方式, 都包含在本发明的保护范围之内。

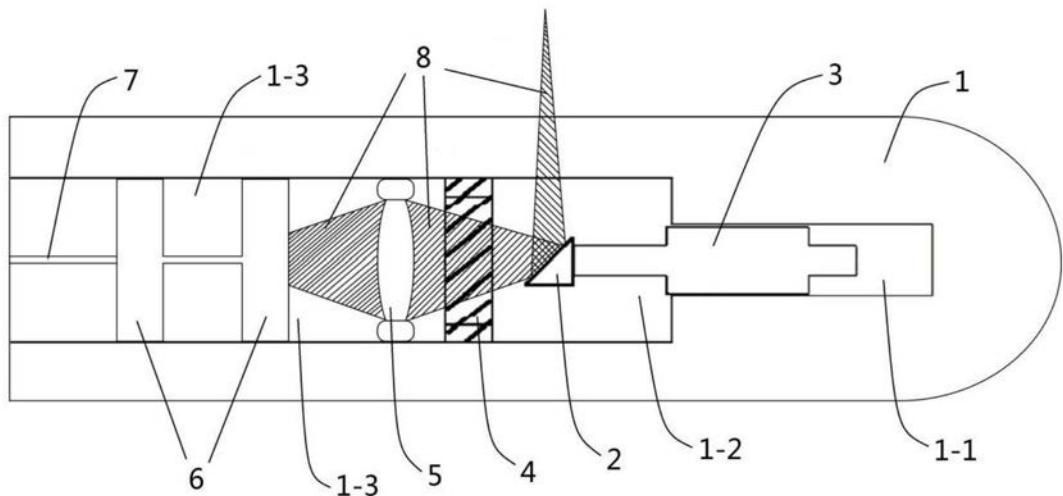


图1

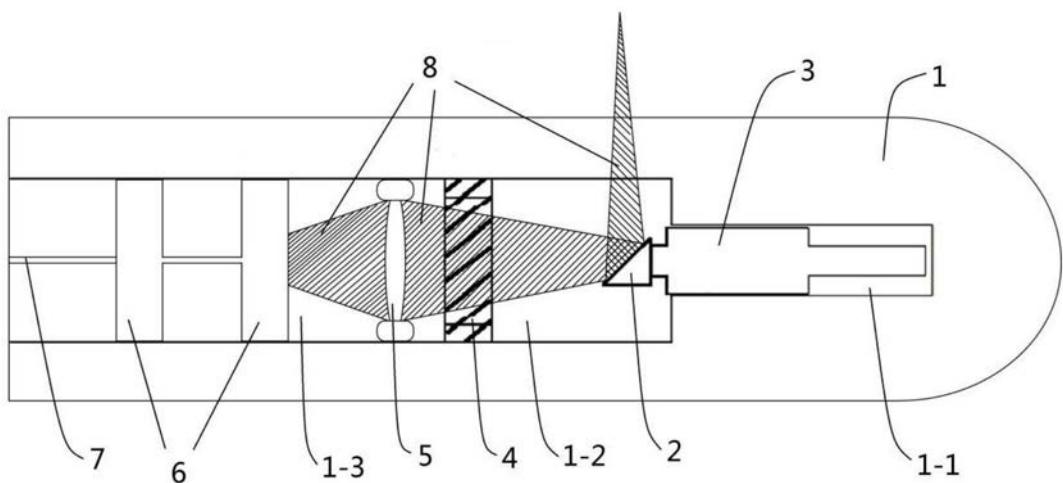


图2

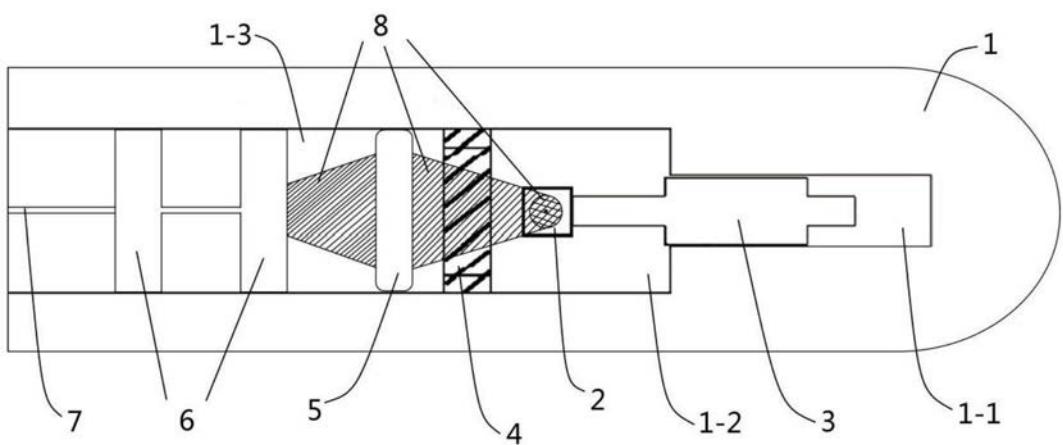


图3

专利名称(译)	一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜及成像方法		
公开(公告)号	CN109044243A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201810695276.4	申请日	2018-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
[标]发明人	杨思华 王新坤 郑毅 曾俏 邢达		
发明人	杨思华 王新坤 郑毅 曾俏 邢达		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/00188 A61B5/0095 A61B8/12		
代理人(译)	李斌		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种前置微型电机高精度三维扫描的光声内窥镜及成像方法，该内窥镜包括探头壳、光学反射棱镜、微型电机、超声换能器、光学变焦透镜；所述的探头壳带有微型电机放置腔、油室和容腔；超声换能器安装于探头中部，将油室和容腔隔开；光学变焦透镜设置于探头容腔内部靠近超声换能器的一端，微型电机的主体部分固定于探头内部顶端的微型电机放置腔，其中心的金属轴在旋转的同时可前后移动。本发明为光声内窥三维成像提供了一种只旋转并移动反射镜而其它部件不用旋转或移动的方案，解决了较大旋转电机和步进电机带来的电磁干扰和精度等问题；具备扫描效率和精度高，单次扫描的范围大，可获得腔道组织的多参量物理信息和多尺度的结构成像。

