



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110537898 A

(43)申请公布日 2019.12.06

(21)申请号 201910842634.4

(22)申请日 2019.09.06

(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 陈松良 郭震东 叶展鸿

(74)专利代理机构 上海伯瑞杰知识产权代理有限公司 31227

代理人 俞磊

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

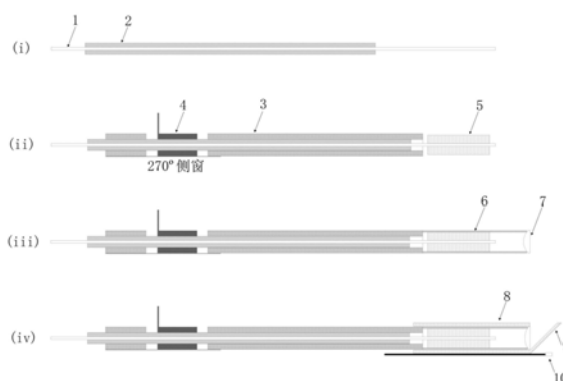
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法

(57)摘要

本发明公开了一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法,包括内窥镜的制作和景深的增加,(i)通过调整单模光纤与透镜之间的距离,从而可改变激光聚焦的焦点位置(即改变焦距);接着,通过一维或二维扫描可获得不同焦平面的图像;再融合这些图像,可等效地获得景深增加的光声图像,解决了景深小的缺点;(ii)本发明提出的焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法尺寸小、分辨率高,解决了尺寸大和分辨率相对较低的缺点。



1. 一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法, 其特征在于: 包括内窥镜的制作和景深的增加, 所述内窥镜的制作包括如下步骤:

(1)、将单模光纤固定在第一塑料管之中;

(2)、先将所述第一塑料管插入一带有侧窗的第二塑料管中; 接着, 在第二塑料管的侧窗处, 将第一塑料管外部与一半圆开口的第一玻璃管用紫外胶固定在一起; 然后, 将一第二玻璃管套进单模光纤中, 并与其固定在一起; 单模光纤、第一塑料管、半圆开口的第一玻璃管和第二玻璃管固定在一起, 设为子部件A;

(3)、先将一第一钢管套进第二玻璃管中, 并与带有侧窗的第二塑料管固定; 接着, 将一透镜固定在第一钢管上; 带有侧窗的第二塑料管、第一钢管、和透镜固定在一起的, 设为子部件B; 成像过程中, 使用一个传动装置与半圆开口的第一玻璃管相连接, 来带动子部件A, 子部件B则保持不动, 使得达到调整光纤与透镜距离的目的, 从而可调整焦点;

(4)、先将一端带有 45° 斜面中空窗的第二钢管套进第一钢管中并固定在一起; 接着, 将镀金PET薄膜固定于斜面中空窗上; 该镀金PET薄膜是用于激光的 90° 反射以及超声信号的透射; 最后, 将一微型压电超声探测器固定在第二钢管的外侧, 使其可接收通过中空窗的超声信号;

所述景深的增加包括如下步骤:

(1)、调整单模光纤与透镜之间的距离 d , 包括 d_a 和 d_b ; 获得对应的焦距 f , 包括 f_a 和 f_b , f_a 与 f_b 分别为透镜到镀金薄膜的距离加上镀金薄膜到焦点的距离;

(2)、使用内窥镜进行一维或二维扫描, 获得 f_1 焦平面的图像和 f_2 焦平面的图像;

(3)、逐步调整焦点, 可获得更多焦平面的图像;

(4)、图像融合: 对某个焦平面的图像, 仅选取其固有焦深范围内的数据; 将不同焦平面的这些数据沿深度方向堆叠合并, 获得具有大景深的三维数据。

2. 根据权利要求1所述的焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法, 其特征在于: 所述第二塑料管包括二段封闭管子和一段开口 270° 侧窗, 第二塑料管的侧窗位置即为连接该二段封闭管子的部分。

3. 根据权利要求1所述的焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法, 其特征在于: 所述单模光纤的光波长在 $400\sim 680$ 纳米。

一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光声内窥显微镜领域,特别涉及到一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法。

背景技术

[0002] 光声内窥成像是基于使用微型成像头,可伸入体内来获取内部器官图像的一种技术方案。光声内窥成像可进一步分为声学分辨率光声内窥成像和光学分辨率光声内窥成像。声学分辨率通过使用聚焦或未聚焦的超声换能器,可提供数十至数百微米的分辨率;光学分辨率则通过使用聚焦激光光斑,可实现高达几微米的分辨率。因此,光学分辨率光声内窥成像可望以内窥形式获得细微组织的清晰图像,例如毛细血管成像。然而,聚焦激光光斑的特性是光斑尺寸越小,则焦深约小。也就是说,分辨率越高,成像景深越小。从临床应用角度而言,体内器官的生物组织表面通常具有高低起伏的变化。如果成像景深太小,仅有小部分的组织会落在景深内,可获得清晰图像;而对于落在景深外的组织则无法获得清晰图像,可能造成重要诊断信息的遗漏。

[0003] 近年来,已有多种方法被提出来增加光学分辨率光声显微和光声内窥成像的景深。例如,使用电控位移平台对成像头沿轴向进行扫描(即沿深度方向扫描)。又例如,使用电驱动的可调透镜,通过调整焦点来实现景深的增加。然而,上述的工作主要是用在光学分辨率光声显微成像系统中,其成像头体积较大,无法用于内窥成像应用。最近,有研究组展示可自动调整焦点的光声内窥镜,并将其对表面具有高低起伏的生物组织进行成像,获得了不错的成像效果。然而,该光声内窥镜的空间分辨率只有49微米,与数微米的分辨率相比有不小差距;此外,该光声内窥镜的尺寸为9毫米,与当前医用内窥镜尺寸相比偏大,可能无法用于某些临床应用。另一个光声内窥镜则是使用贝塞尔光束来增加景深,可加快成像速度,但仍有尺寸太大(8毫米)和分辨率低(~42微米)的问题。因此,如何实现微型化、数微米高分辨率、景深增加的光声内窥镜仍是一个挑战,其设计与制作是相当值得进一步研究的。

[0004] 从上述关于当前增加景深的光声显微成像技术的研究可以看出,现有技术存在以下问题和不足之处。(i)目前在光声显微成像系统中,有提出多种用于增加成像景深的技术,但受限于成像头尺寸,它们无法直接用于内窥成像。(ii)目前也有研究组展示大景深光声内窥镜,但它们的器件尺寸偏大,限制了临床使用便利性;且分辨率相对较低,限制了图像质量。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于针对现有技术中的不足,提供一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法,以解决上述问题。

[0006] 本发明所解决的技术问题可以采用以下技术方案来实现:

[0007] 一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法,包括内窥镜的制作和景深的增加,所述内窥镜的制作包括如下步骤:

[0008] (1)、将单模光纤固定在第一塑料管之中；

[0009] (2)、先将所述第一塑料管插入一带有侧窗的第二塑料管中；接着，在第二塑料管的侧窗处，将第一塑料管外部与一半圆开口的第一玻璃管用紫外胶固定在一起；然后，将一第二玻璃管套进单模光纤中，并与其固定在一起；单模光纤、第一塑料管、半圆开口的第一玻璃管和第二玻璃管固定在一起，设为子部件A；

[0010] (3)、先将一第一钢管套进第二玻璃管中，并与带有侧窗的第二塑料管固定；接着，将一透镜固定在第一钢管上；带有侧窗的第二塑料管、第一钢管、和透镜固定在一起的，设为子部件B；成像过程中，使用一个传动装置与半圆开口的第一玻璃管相连接，来带动子部件A，子部件B则保持不动，使得达到调整光纤与透镜距离的目的，从而可调整焦点；

[0011] (4)、先将一端带有45°斜面中空窗的第二钢管套进第一钢管中并固定在一起；接着，将镀金PET薄膜固定于斜面中空窗上；该镀金PET薄膜是用于激光的90°反射以及超声信号的透射；最后，将一微型压电超声探测器固定在第二钢管的外侧，使其可接收通过中空窗的超声信号；

[0012] 所述景深的增加包括如下步骤：

[0013] (1)、调整单模光纤与透镜之间的距离 d ，包括 d_a 和 d_b ；获得对应的焦距 f ，包括 f_a 和 f_b ， f_a 与 f_b 分别为透镜到镀金薄膜的距离加上镀金薄膜到焦点的距离；

[0014] (2)、使用内窥镜进行一维或二维扫描，获得 f_1 焦平面的图像和 f_2 焦平面的图像；

[0015] (3)、逐步调整焦点，可获得更多焦平面的图像；

[0016] (4)、图像融合：对某个焦平面的图像，仅选取其固有焦深范围内的数据；将不同焦平面的这些数据沿深度方向堆叠合并，获得具有大景深的三维数据。

[0017] 进一步的，所述第二塑料管包括二段封闭管子和一段开口270°侧窗，第二塑料管的侧窗位置即为连接该二段封闭管子的部分。

[0018] 进一步的，所述单模光纤的光波长在400~680纳米。

[0019] 与现有技术相比，本发明的有益效果如下：

[0020] 本发明提出一种新的焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法的实现方式：(i) 通过调整单模光纤与透镜之间的距离，从而可改变激光聚焦的焦点位置(即改变焦距)。接着，通过一维或二维扫描可获得不同焦平面的图像。再融合这些图像，可等效地获得景深增加的光声图像，解决了景深小的缺点。(ii) 本发明提出的焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法尺寸小、分辨率高，解决了尺寸大和分辨率相对较低的缺点。从技术面来说，同时考量了分辨率、景深、内窥镜尺寸等问题，对内窥镜进行了优化设计。具体来说，具有以下几点好处：(i) 高分辨率，(ii) 大景深，(iii) 尺寸小。

[0021] 本发明的优点包括：(1) 高分辨率与增加的景深：分辨率为3~5微米，可用于解析单个红细胞；景深可达>3毫米，可用于解决临床内窥应用中因生物组织表面不规则起伏而造成离焦区域组织图像模糊不清的问题。(2) 内窥镜尺寸小：由于所使用的部件尺寸都很小，包括透镜、微型压电超声探测器等，且焦点调整的相关部件也进行了优化设计，最终使得内窥镜直径仅2.8毫米，在医学内窥的应用上将更为便利。(3) 值得一提的是，由于焦点可调的功能是通过光机械的设计来实现的，不会有电磁干扰的问题，更适用于临床与活体的内窥成像应用。

附图说明

- [0022] 图1为本发明所述的焦点可调光声内窥显微镜的制作步骤图。
- [0023] 图2为焦点可调光声内窥显微镜的增加景深的实现步骤示意图。
- [0024] 图3为模拟和实验所获得的横向分辨率和景深。
- [0025] 图4为使用该光声内窥显微镜获得树叶仿体的光声图像。
- [0026] 图5为使用该光声内窥显微镜获得人体头发丝的光声图像。
- [0027] 图6为焦点可调光声内窥显微镜的成像系统示意图。
- [0028] 图7为使用该光声内窥显微镜获得小鼠瞳孔血管的光声图像。
- [0029] 图8为使用该光声内窥显微镜获得小鼠耳朵血管的光声图像。
- [0030] 图9为使用该光声内窥显微镜获得斑马鱼色素的光声图像。

具体实施方式

[0031] 为使本发明实现的技术手段、创作特征、达成目的与功效易于明白了解,下面结合具体实施方式,进一步阐述本发明。

[0032] 参见图1~图9,本发明所述的一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法,包括内窥镜的制作和景深的增加,内窥镜的制作包括如下步骤:

[0033] (1)、如图1中的(i)所示,将单模光纤1固定在第一塑料管2之中;

[0034] (2)、如图1中的(ii)所示,先将所述第一塑料管2插入一带有侧窗的第二塑料管3中。第二塑料管包括二段封闭管子和一段开口约 270° 侧窗,第二塑料管的侧窗位置即为连接该二段封闭管子的部分。接着,在第二塑料管3的侧窗处,将第一塑料管2外部与一半圆开口的第一玻璃管4用紫外胶固定在一起;然后,将一第二玻璃管5套进单模光纤1中,并与其固定在一起。也就是说,单模光纤1、第一塑料管2、半圆开口的第一玻璃管4和第二玻璃管5固定在一起,设为子部件A(也称为线性位移单元);

[0035] (3)、如图1中的(iii)所示,先将一第一钢管6套进第二玻璃管5中,并与带有侧窗的第二塑料管3固定;接着,将一透镜7固定在第一钢管6上;带有侧窗的第二塑料管3、第一钢管6、和透镜7固定在一起的,设为子部件B(也称为不动单元);成像过程中,使用一个传动装置(即一维位移台,图中未显示)与半圆开口的第一玻璃管4相连接,来带动子部件A,子部件B则保持不动,使得达到调整光纤与透镜距离的目的,从而可调整焦点;

[0036] (4)、如图1中的(iv)所示,先将一端带有 45° 斜面中空窗的第二钢管8套进第一钢管6中并固定在一起;接着,将镀金PET薄膜9固定于斜面中空窗上;该镀金PET薄膜9是用于激光的 90° 反射以及超声信号的透射;最后,将一微型压电超声探测器10固定在第二钢管8的外侧(电线部分紧贴于钢管8的外侧,微型压电超声探测器10则置放于中空窗中心点往底部的投影位置),使其可接收通过中空窗的超声信号。

[0037] 景深的增加包括如下步骤:

[0038] (1)、调整单模光纤与透镜之间的距离 d ,如图2(a)和2(b)中的 d_a 、 d_b ;获得对应的焦距 f ,如图2(a)和2(b)中的 f_a 和 f_b , f_a 与 f_b 分别为透镜到镀金薄膜的距离加上镀金薄膜到焦点的距离;

[0039] (2)、使用内窥镜进行一维或二维扫描,获得某个焦平面的图像。如在图2(a)中,预期获得的是 f_1 焦平面的图像;而在图2(b)中,预期获得的是 f_2 焦平面的图像;

[0040] (3)、除了图2显示的 f_1 与 f_2 之外,逐步调整焦点,可获得更多焦平面(f_3 、 f_4 、 f_5 ...)的图像。焦距调整的步长参数可由聚焦光束的固有景深来决定。

[0041] (4)、图像融合:对某个焦平面的图像,仅选取其固有焦深范围内的数据;将不同焦平面的这些数据沿深度方向堆叠合并,可获得具有大景深的三维数据。也就是说,上述方法可以等效地增加景深。

[0042] 为解决现有“高分辨率(数微米)光声内窥镜”以及“焦点可调光声内窥镜”存在的缺点(前者的缺点为景深小,后者的缺点为尺寸大和分辨率相对较低),本发明专利采取了以下技术手段:(i)在增加景深方面,我们使用了焦点可调的设计。与当前“高分辨率(数微米)光声内窥镜”相比,我们采用了一种可调整单模光纤与透镜之间距离的特殊设计,进而达到调整焦距的效果,再通过融合不同焦平面的图像来等效地增加景深。(ii)在提高分辨率与缩小内窥镜尺寸方面,我们使用了许多微型部件与设计。与当前“焦点可调光声内窥镜”相比,我们使用的透镜仅2毫米,且该透镜能实现数微米的高分辨率;此外,对实现焦点调整的相关部件进行了优化设计,尽可能地缩小内窥镜尺寸。

[0043] 本方法的主要思路如下:(i)本发明提出使用一2毫米的透镜和引入焦距可调的设计;使用该透镜可获得3~5微米的高分辨率,并保有一定的工作距离(或是焦距);相对于使用双梯度折射率透镜,在制作上更为容易;而焦距可调的创新设计则能增加景深,使得同时获得高分辨率和大景深成为可能。(ii)本发明使用了一2毫米的透镜,除了上述提到的能获得数微米的高分辨率外,还能大大地缩小内窥镜尺寸。

[0044] 图2中(a)调整至焦距 f_a , (b)调整至焦距 f_b 。

[0045] 图4中(a)树叶仿体的照片,虚线区域为进行光声成像的区域。(b)融合8个不同焦平面后的光声图像。(c)深度编码的光声图像。图b和c共用同一个比例尺。

[0046] 图5中虚线同心圆包围的区域表示成像区域。区域I、II、和III分别表示代表性的内层、中层、和外层的成像区域。所有图共用同一个比例尺。

[0047] 图7中(a-c)不同焦平面的光声图像,其中,图(a)的焦平面落在靠近虚线区域A附近,因此可对该区域获得较清晰图像;图(b)的焦平面则落在靠近虚线区域B附近,因此可对该区域获得较清晰图像;图(c)的焦平面则落在靠近虚线区域C附近,因此可对该区域获得较清晰图像。(d)融合不同焦平面后的光声图像,大部分区域都呈现清晰图像。(e)三维显示的光声图像。(f)深度编码的光声图像。图a-d和f共用同一个比例尺。

[0048] 图8中(a-c)不同焦平面的光声图像,其中,图(a)的焦平面落在靠近虚线区域(i)附近,因此可对该区域获得较清晰图像;图(b)的焦平面则落在靠近虚线区域(ii)附近,因此可对该区域获得较清晰图像;图(c)的焦平面则落在靠近虚线区域(iii)附近,因此可对该区域获得较清晰图像。(d)融合不同焦平面后的光声图像,大部分区域都呈现清晰图像。(e)深度编码的光声图像。所有图共用同一个比例尺。

[0049] 图9是中(a-c)不同焦平面的光声图像,其中,图(a)的焦平面落在靠近虚线区域(i)附近,因此可对该区域获得较清晰图像;图(b)的焦平面则落在靠近虚线区域(ii)附近,因此可对该区域获得较清晰图像;图(c)的焦平面则落在靠近虚线区域(iii)附近,因此可对该区域获得较清晰图像。(d)融合不同焦平面后的光声图像,大部分区域都呈现清晰图像。(e)深度编码的光声图像。所有图共用同一个比例尺。

[0050] 如图1所示,本实施例中的焦点可调光声内窥显微镜包括单模光纤、2毫米透镜、塑

料管、玻璃管、钢管、镀金PET薄膜、和微型压电超声探测器。成像系统如图6所示,我们使用了532纳米的脉冲激光器,先使用中性密度衰减片11来控制激光能量,接着通过光阑22来调整光斑形状,再通过分光棱镜33来进行分束,部分激光由光探测器接收(之后用于触发信号)、部分激光则用于光声信号激发。用于激发光声信号的激光经过一透镜组和针孔55之后,可实现激光扩束,透镜组包括第一透镜44和第二透镜66。再使用光纤耦合器77将激光耦合至单模光纤中。单模光纤由一传动装置所控制,用于实现焦点调整。水箱则置于一三维位移载物台上,使得样品的调整更为方便。光声内窥显微镜可使用二维电控位移平台进行平面扫描,也可使用旋转电机(图中未显示)进行旋转扫描。微型压电超声探测器的信号则经过一放大器模块进行信号预放大。最后,信号由采集卡进行数字化,并由计算机进行储存。本实施例通过使用2毫米透镜和微型压电超声探测器,减小了外径;该2毫米透镜可实现高分辨率,并保有一定的工作距离;通过改变光纤与透镜之间的距离,实现了焦点可调,进而实现了大景深;通过使用镀金薄膜(用于光的反射和声的透射),实现了侧看式成像。

[0051] 在本实施例中,光声成像的横向分辨率是由聚焦光斑大小决定的,焦距是指2毫米透镜到焦点之间的距离(图2中的 f_a 或 f_b),而工作距离则是指内窥镜外侧至焦点的距离(约为图2中的 f_1 或 f_2 减去内窥镜半径),纵向分辨率则是由微型压电超声探测器的带宽所决定的(经测定为 ~ 45 微米)。成像性能测试时,可将此微型成像头固定于电控位移平台,透过一维扫描可获得二维光声图像,透过二维扫描则可获得三维光声图像。接着,将不同焦平面的图像进行融合,可等效地增加景深。图7~9分别显示使用二维(线性)扫描获得老鼠眼睛、老鼠耳朵、和斑马鱼的活体光声图像,结果显示本专利的光声内窥显微镜能实现高分辨率和大景深图像。内窥成像应用时,由于体内空间狭小,不能使用上述的扫描方式,而应该采用旋转扫描方式,可获得二维截面光声图像;另外可搭配内窥镜拉回(pull back)扫描方式,实现二维扫描(即旋转加上拉回),可获得三维光声图像。

[0052] 在本实施例中,光纤为光波长在400~680纳米的单模光纤,可应用于血氧饱和度的光声功能性成像。血氧饱和度的光声成像一般使用532纳米和560纳米的激光波长。

[0053] 本发明可实现焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法。焦点的调整是通过控制单模光纤与透镜之间的距离来实现的。通过调整焦点,获得在不同焦平面的图像,再将这些图像融合,可等效地增加成像景深。从实验中发现,我们能将景深增加到 >3 毫米,并在此景深内保有3~5微米的高分辨率。此外,光声内窥镜的外径为2.8毫米,便于许多临床内窥镜应用。我们也使用开发的光声内窥镜,对小鼠的眼睛和耳朵部位、以及斑马鱼进行活体成像,展示所该光声内窥镜极佳的成像性能。本发明所提出的光声内窥镜可在大深度范围内提供高分辨率的高质量图像,将对光声内窥成像的临床应用作出贡献。

[0054] 针对上述的有益效果,以下展开理论或实验数据说明。

[0055] (1) 制作焦点可调光声内窥显微镜,并测定它的分辨率和景深。根据衍射极限理论,横向分辨率可以表示为:

[0056] 横向分辨率 $=0.51 \times \lambda / \text{ENA}$, (式1)

[0057] 其中 λ 为激光波长,ENA为激光聚焦等效数值孔径。理论的横向分辨率即为成像时点扩散函数的半高全宽,ENA由此式子决定:

[0058] $\text{ENA} = n \times D / (2f)$, (式2)

[0059] 其中 n 为介质的折射率, D 为光斑尺寸, f 为焦距。根据上述式子,我们使用Zemax软

件进行了模拟,并从实验量得相关参数,结果如图3所示。 d 为单模光纤与透镜之间的距离。首先,根据Zemax的模拟结果,可获得焦距 f 随 d 的变化(图3(a));接着,根据式2,可算得等效数值孔径 ENA 随 d 的变化(图3(b));再根据式1可算得横向分辨率随 d 的变化(图3(c))。图3(d)表示在 $d=5.5\text{mm}$ 时,实验所量得的横向分辨率。从图3可以看出, d 越大,分辨率越高, f 越短。也就是说,分辨率与 f 是取舍关系。图3的实验也证实了在 >3 毫米的景深内(图3(a)),分辨率可达 $3\sim 5$ 微米(图3(c))。

[0060] (2) 如图1所示,本专利的光声内窥显微镜部件包括单模光纤、2毫米透镜、焦点调整部件、镀金PET薄膜、和微型压电超声探测器等。通过实际组装,我们能实现直径仅2.8毫米的内窥镜。该尺寸有助于许多医学内窥应用,例如食道内窥成像和胃肠道内窥成像。

[0061] (3) 接着,我们将此内窥镜用于初步的成像测试,样品为含有墨水的树叶仿体,样品被故意倾斜放置(左侧为较浅区域,右侧为较深区域),成像结果如图4。在使用焦点调整与图像融合的方法前,仅能对位于某个焦平面上的样品进行清晰成像;在使用该方法后,由于等效地增加了景深,因此可以对样品大部分的区域都获得清晰图像,如图4(b)所示。图4(c)为深度编码的光声图像,可以看出左侧为较浅区域,右侧为较深区域,且景深超过3毫米。

[0062] (4) 此外,我们也使用该内窥镜进行了旋转扫描成像,展示其大景深的成像性能。样品为人的头发丝,成像结果如图5。在焦距较短时,只能看到比较内侧的图像(如图5中 $f=3.2\text{mm}$ 的图,能看到区域I的头发丝,但是看不到区域II和III的头发丝);焦距稍微延长时,可看到稍微外侧的图像(如图5中 $f=4.5\text{mm}$ 的图,能看到区域I和II的头发丝,但是看不到区域III的头发丝);进一步延长焦距时,可看到最外侧的图像(如图5中 $f=5.7\text{mm}$ 的图,区域I、II、和III的头发丝都能看到)。需说明的是,图5中 $f=5.7\text{mm}$ 的图之所以能看到3个区域的头发丝,这是因为焦距较大,因此焦深也较大,所以区域I仍落在焦深内。旋转扫描成像更接近临床内窥应用的扫描方式,该结果说明了我们所开发的光声内窥显微镜用于临床内窥应用是可行的。

[0063] 以上显示和描述了本发明的基本原理和主要特征和本发明的优点。本行业的技术人员应该了解,本发明不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本发明的原理,在不脱离本发明精神和范围的前提下,本发明还会有各种变化和改进,这些变化和改进都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

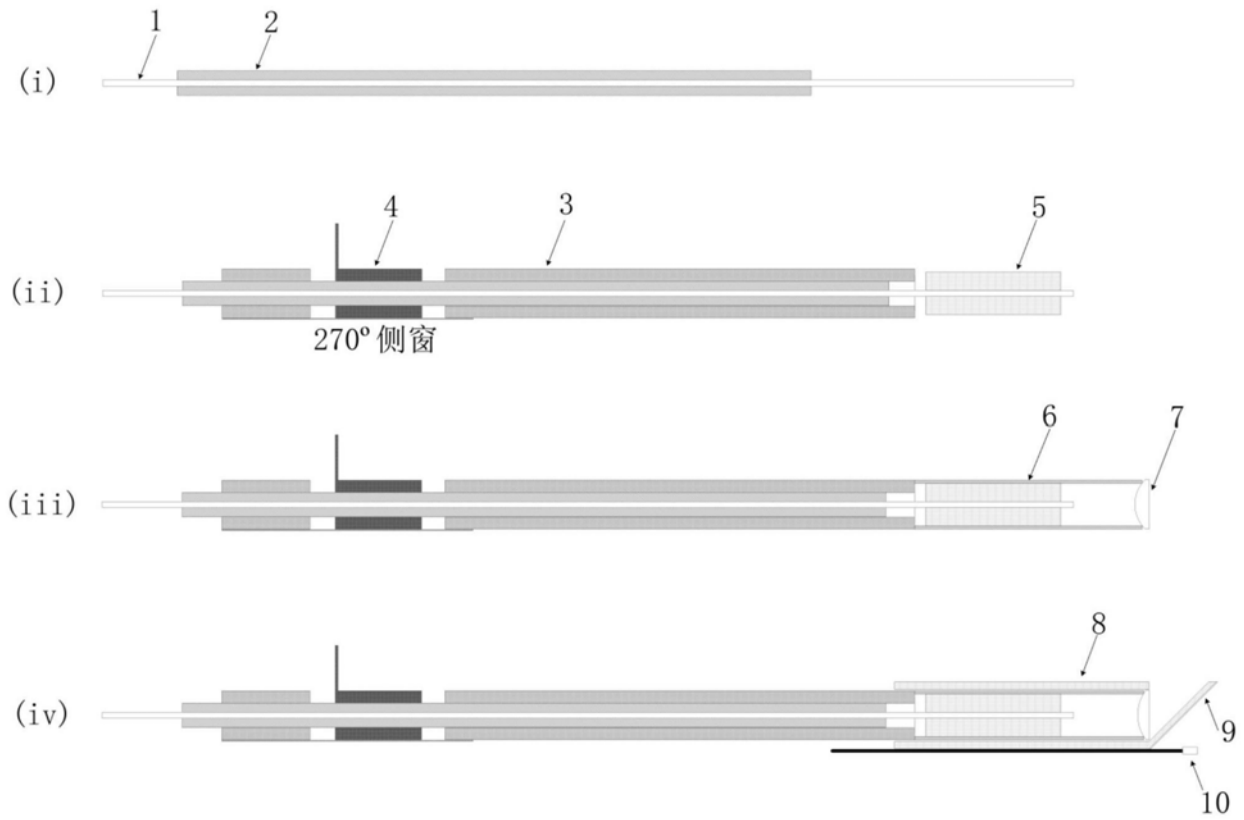


图1

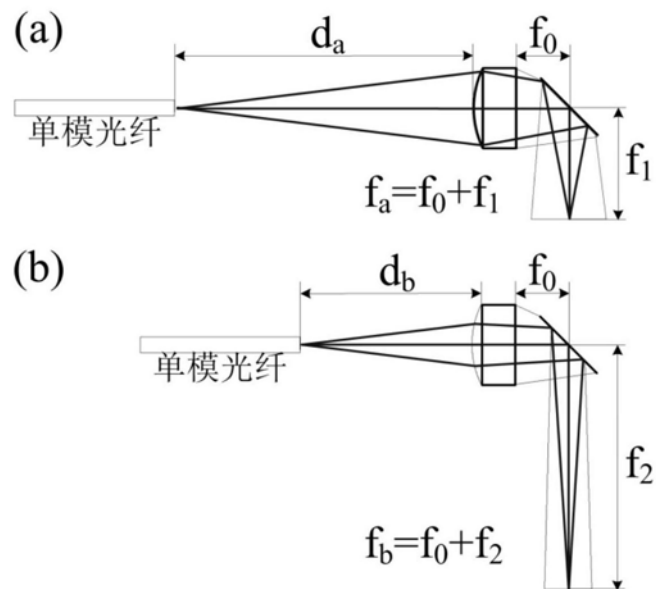


图2

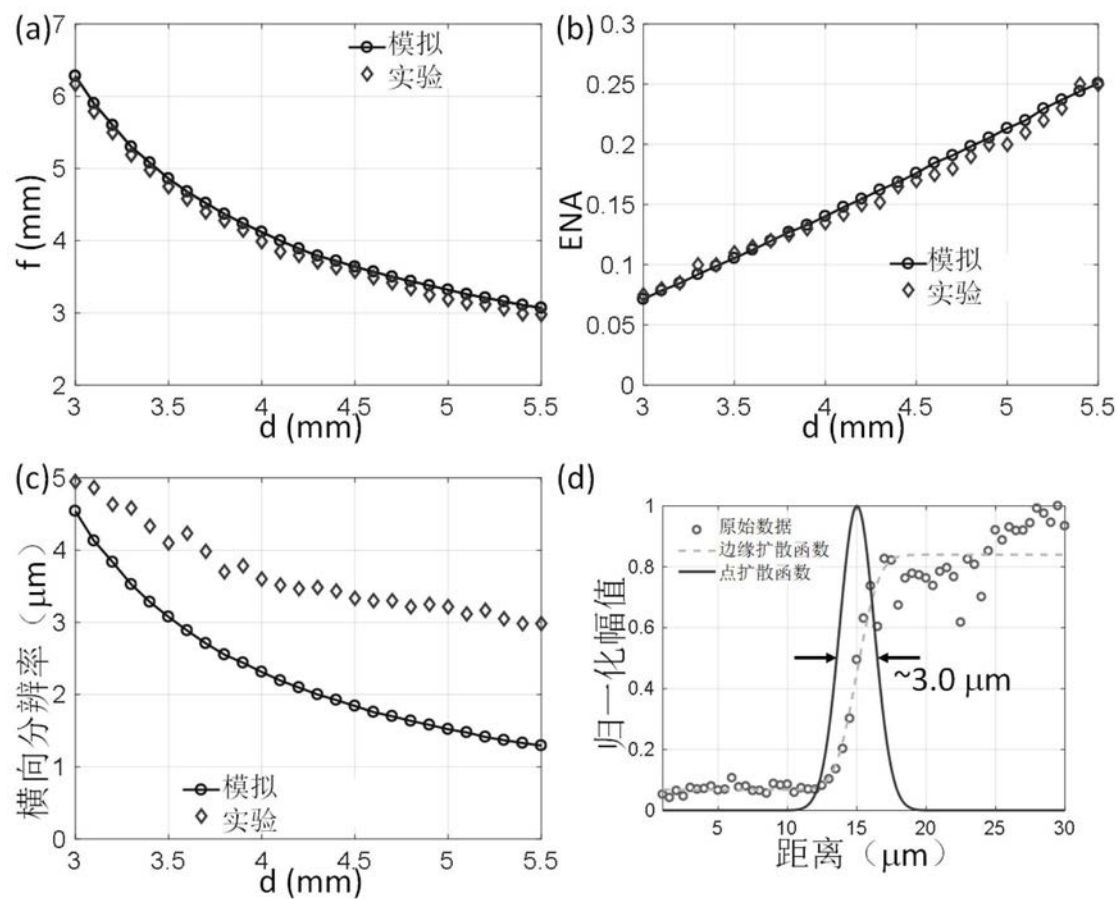


图3

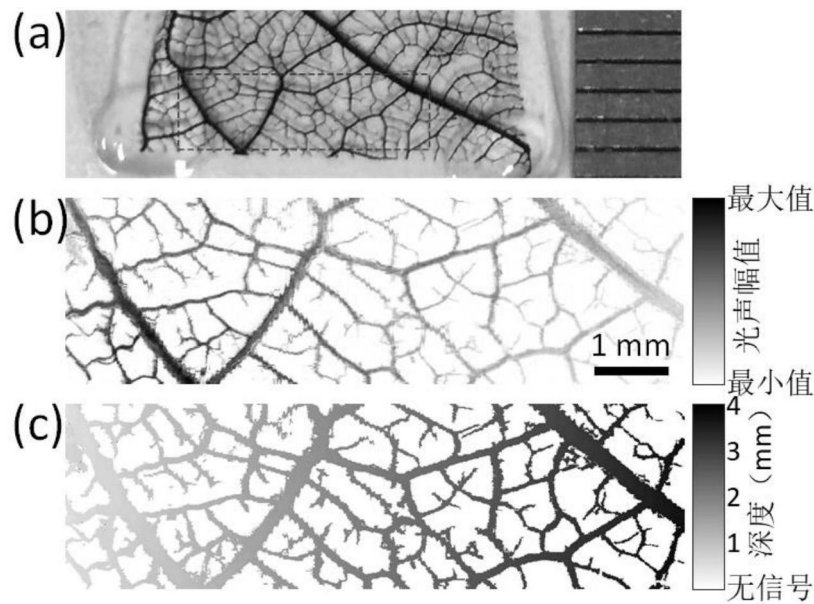


图4

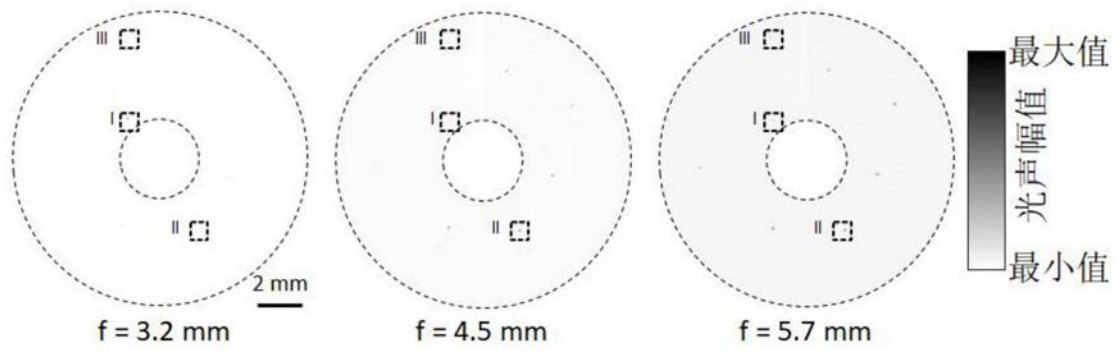


图5

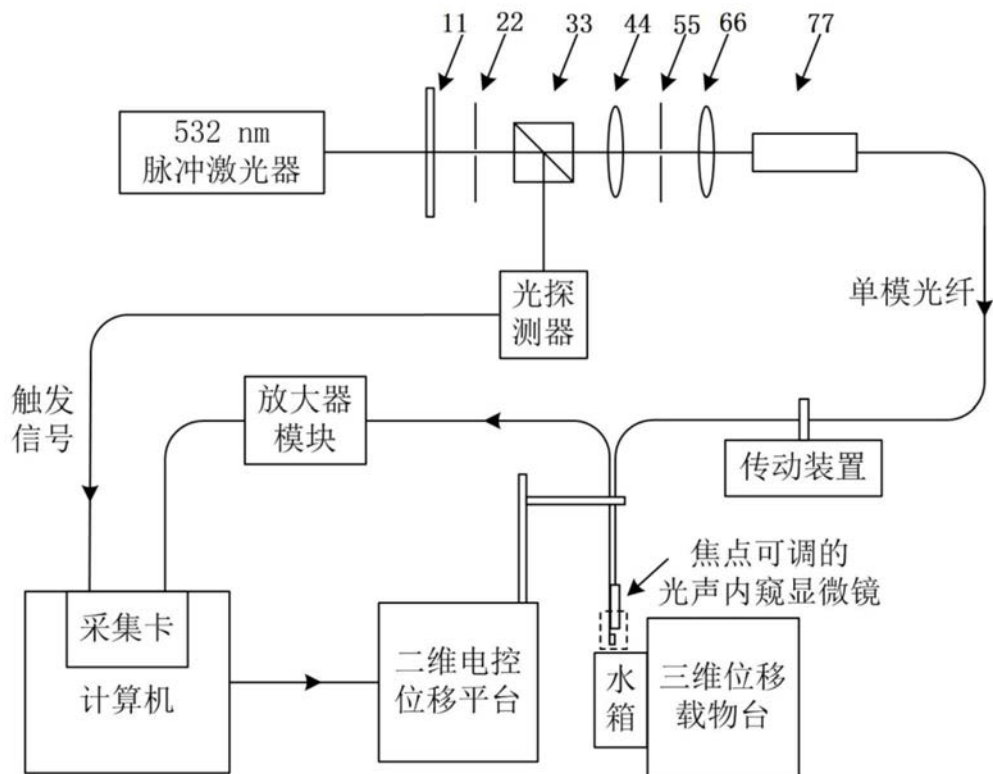


图6

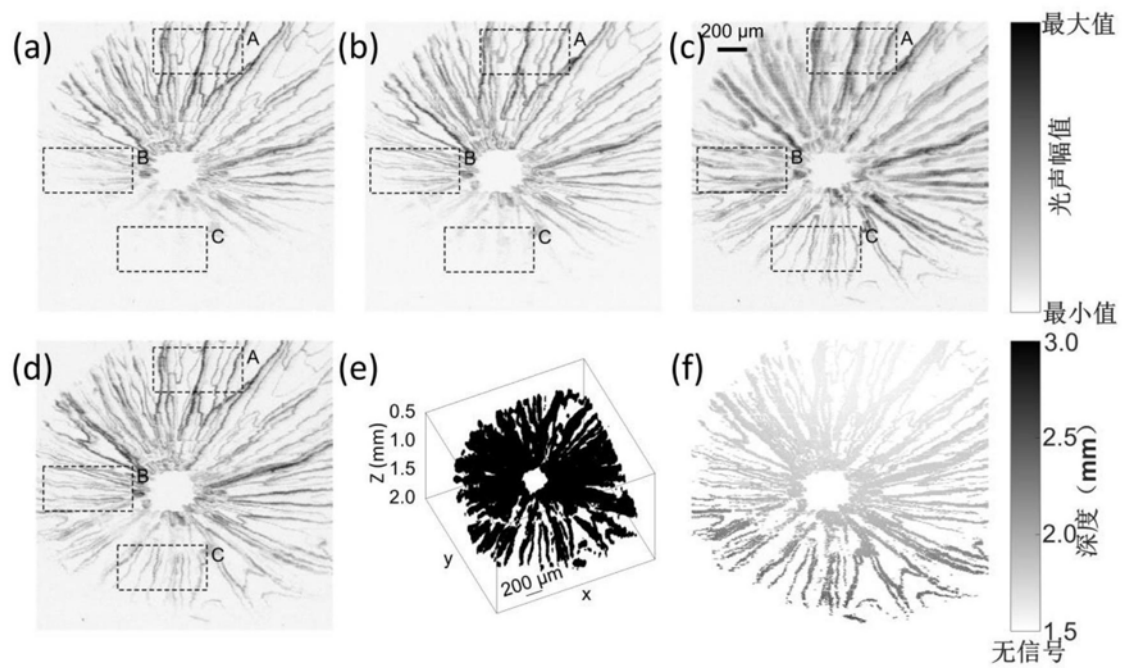


图7

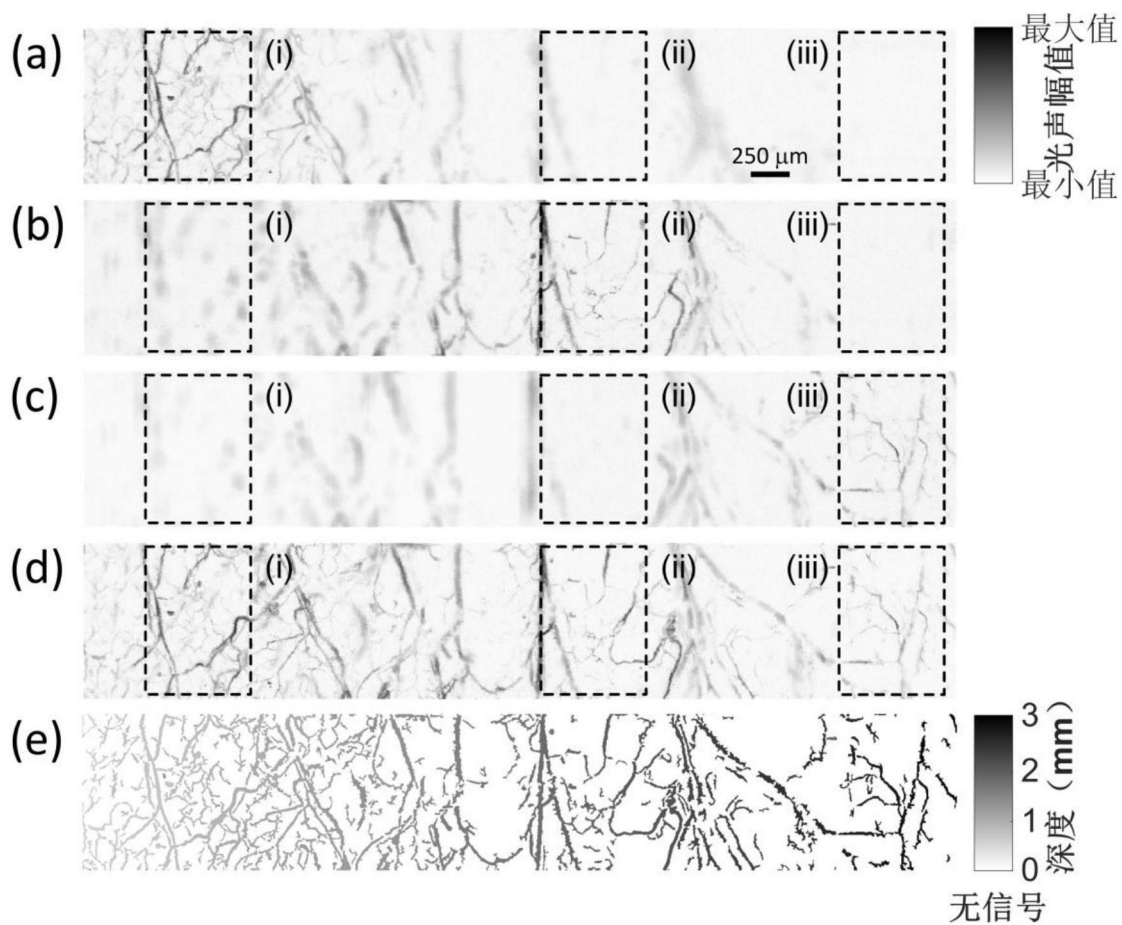


图8

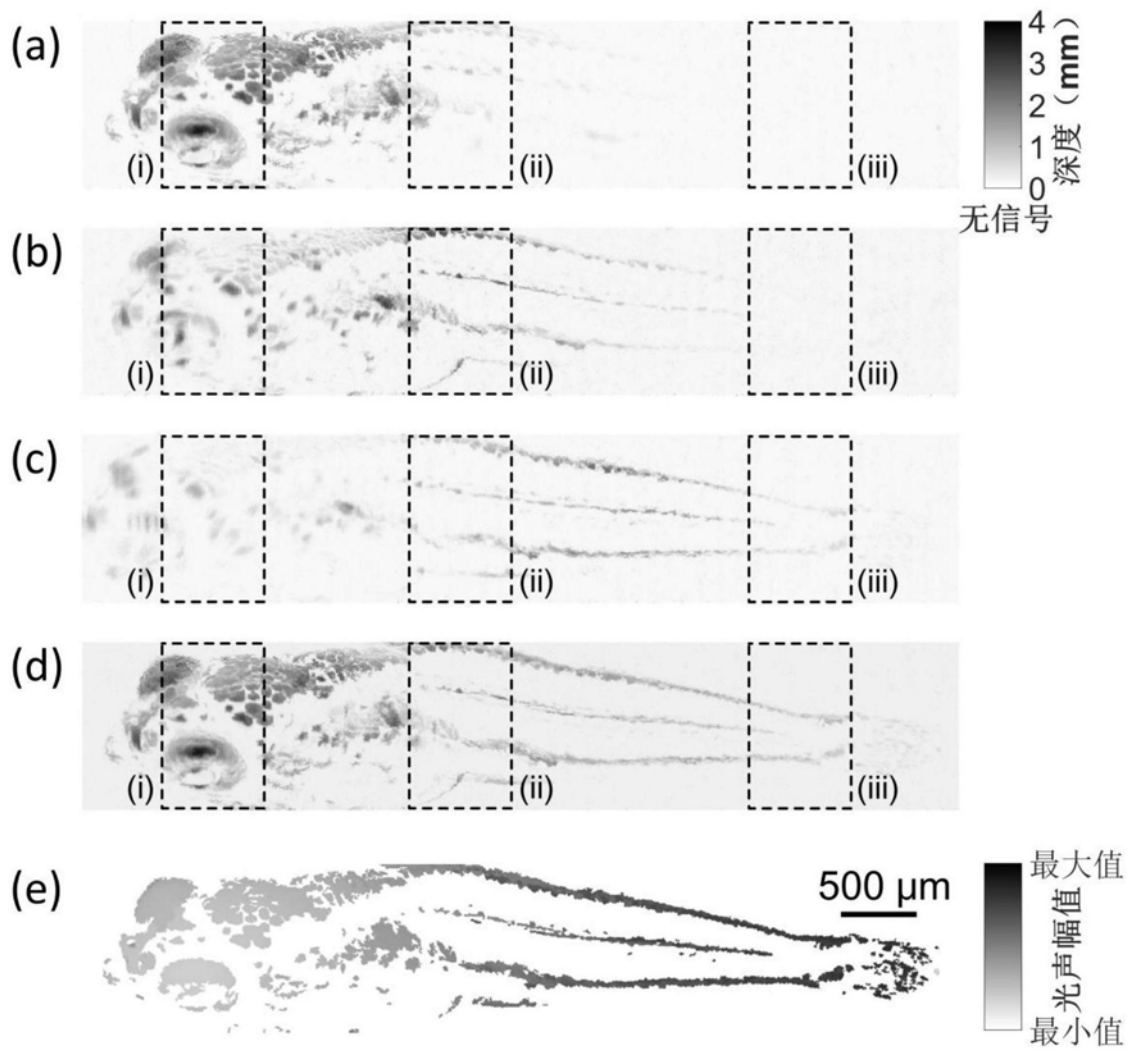


图9

专利名称(译)	一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法		
公开(公告)号	CN110537898A	公开(公告)日	2019-12-06
申请号	CN201910842634.4	申请日	2019-09-06
[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	陈松良 郭震东 叶展鸿		
发明人	陈松良 郭震东 叶展鸿		
IPC分类号	A61B5/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B5/0033 A61B5/0095 A61B5/6847 A61B5/72 G02B23/2438 G02B23/26		
代理人(译)	俞磊		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法，包括内窥镜的制作和景深的增加，(i)通过调整单模光纤与透镜之间的距离，从而可改变激光聚焦的焦点位置(即改变焦距)；接着，通过一维或二维扫描可获得不同焦平面的图像；再融合这些图像，可等效地获得景深增加的光声图像，解决了景深小的缺点；(ii)本发明提出的焦点可调的光声内窥显微镜的制作方法尺寸小、分辨率高，解决了尺寸大和分辨率相对较低的缺点。

