



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251093 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201910671640.8

(22)申请日 2019.07.24

(71)申请人 中南大学

地址 410083 湖南省长沙市岳麓区中南大学本部

(72)发明人 王波 庞未然 彭宽 王聪聪

(74)专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283

代理人 赵东方

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

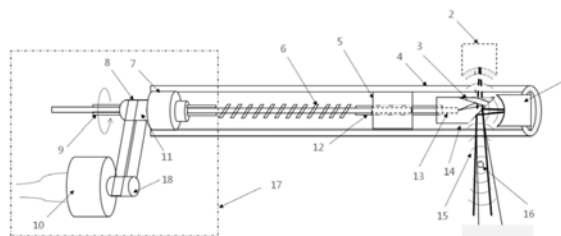
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

## (54)发明名称

一种声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法

## (57)摘要

本发明属于光声内窥成像技术领域,公开了一种声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法,其中所述探头包括导管和手持外壳;导管包括透明硬质外壳,透明硬质外壳内设有超声换能器、反射组件、光学组件和旋转组件;所述透明硬质外壳固定于所述手持外壳上;所述超声换能器设于所述透明硬质外壳的顶部,所述光学组件的一端置于所述反射组件内,所述超声换能器与所述反射组件对应设置;所述超声换能器在垂直于所述导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面。本发明将超声换能器在x-y平面上的探测面改为平面,其声场更均匀,径向上前后目标的原始信号强度和信噪比更接近,并采用相应的扫描成像方法,来实现径向上各位置目标的聚焦,从而增加其成像景深。



1. 一种声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,包括导管和手持外壳(17);

所述导管包括透明硬质外壳(4),所述透明硬质外壳(4)内设有超声换能器、反射组件、光学组件和旋转组件;所述透明硬质外壳(4)固定于所述手持外壳(17)上;

所述超声换能器设于所述透明硬质外壳(4)的顶部,所述光学组件的一端置于所述反射组件内,所述超声换能器与所述反射组件对应设置;所述超声换能器在垂直于所述导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面;

所述手持外壳(17)内设有步进电机(10),所述步进电机(10)的输出轴连接至所述旋转组件,所述旋转组件带动所述光学组件及所述反射组件旋转,从而使得所述反射组件对待探测对象内壁实现全视角扫描。

2. 根据权利要求1所述的声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,所述反射组件包括激光反射镜(3)和光声/超声反射镜(14)。

3. 根据权利要求2所述的声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,所述激光反射镜(3)为镜面反射镜,所述激光反射镜(3)以一定角度置于所述反射组件上方,以使得反射光能够以一定角度入射生物组织,所述反射光以一定角度入射生物组织的角度范围是 $85^{\circ}\sim 90^{\circ}$ ;所述光声/超声反射镜(14)为透明晶体,所述光声/超声反射镜(14)与所述超声换能器相对的一侧斜面为 $45^{\circ}$ 。

4. 根据权利要求1所述的声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,所述超声换能器为单个单元线聚焦超声换能器(1),所述线聚焦超声换能器(1)的接收面在平行于所述导管的主轴的z向是聚焦的。

5. 根据权利要求1所述的声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,所述超声换能器为线性阵列超声换能器(19),所述线性阵列超声换能器(19)包括多个沿平行于所述导管的主轴的z向排列的所述超声换能器。

6. 根据权利要求1所述的声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,所述光学组件为单模光纤。

7. 根据权利要求1所述的声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,所述光学组件为多模光纤。

8. 根据权利要求1所述的声聚焦内窥光声/超声探头,其特征在于,所述旋转组件包括固定轴(7)、第一旋转轴(11)、第二旋转轴(18)、传送带(8)、覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴(6)以及硬质旋转轴(12);

所述固定轴(7)与所述第一旋转轴(11)之间由两个滚珠轴承支撑,所述第一旋转轴(11)与所述覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴(6)以及所述硬质旋转轴(12)相连接;

所述第二旋转轴(18)与所述步进电机(10)连接;

所述第一旋转轴(11)与所述第二旋转轴(18)通过所述传送带(8)相互连接。

9. 一种声聚焦内窥光声/超声扫描成像方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1将超声换能器的平面接收面分割成多个单元,并将每个单元视为一个点探测器;

S2采用反投影叠加算法,对每个点探测器位置分割后的小单元进行信号反投影加权叠加,以得到最终的图像,

其中,光声成像通过如下的公式计算得到最终的图像:

$$I(\vec{r}) = \sum_{i=1}^n A(\vec{r}, i) \times \sum_{j=1}^m (B(\vec{r}, j) \times S_i(|\vec{r} - \vec{R}_i^j| / v));$$

超声成像通过如下的公式计算得到最终的图像:

$$I(\vec{r}) = \sum_{i=1}^n A(\vec{r}, i) \times \sum_{j=1}^m (B(\vec{r}, j) \times S_i(2 \times |\vec{r} - \vec{R}_i^j| / v));$$

上式中,  $n$  为探测器的位置数;  $m$  为点探测器所分割的小单元数;  $I$  为图像  $\vec{r}$  处重建后的图像值,  $A(\vec{r}, i)$  为第  $i$  个点探测器的权重因素,  $S_i(t)$  为第  $i$  个点探测器收到的信号,  $\vec{R}_i^j$  为将第  $i$  个点探测器探测面分割成小单元后第  $j$  个小单元的位置,  $v$  为超声在介质中的传播速度;  $B(\vec{r}, j)$  为第  $j$  个小单元的权重系数。

## 一种声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光声内窥成像技术领域,具体地涉及一种声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法。

### 背景技术

[0002] 光声成像是一种利用脉冲激光对生物组织进行激发,然后根据超声换能器收到的由于生物组织的光吸收造成瞬间热膨胀产生的脉冲声压,对生物体内的光吸收分布进行探测和成像的技术,其反映了生物体内光吸收系数的分布情况。声聚焦光声内窥成像采用组织散射较小的超声对生物组织进行内窥聚焦成像,克服了光聚焦成像中由于光在组织中的强散射,从而在组织深处无法聚焦且难以清晰成像的缺点,在直肠、喉管等内窥成像领域得到了广泛的研究和应用。

[0003] 然而,现有的声聚焦光声内窥成像技术一般采用的是定焦的超声换能器,所以只有在焦点区域附近才能很好的聚焦;远离焦点区域时,其横向分辨率就会严重的降低。这在很大程度上是由于在声聚焦光声内窥成像中,采用的定焦的超声换能器和采用的类似于超声成像中的扇形扫描径向反投影算法。

### 发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题是提供一种声聚焦内窥光声/超声探头,该声聚焦内窥光声/超声探头采用在x-y平面上接收面为平面的超声换能器,其声场更为均匀,径向上前后目标的原始信号强度和信噪比更接近。

[0005] 进一步地,本发明所要解决的第二个技术问题是提供一种声聚焦内窥光声/超声扫描成像方法,该声聚焦内窥光声/超声探头采用相应的扫描成像方法后,更有利于其景深的增加。

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明第一方面提供了一种声聚焦内窥光声/超声探头,包括导管和手持外壳;所述导管包括透明硬质外壳,所述透明硬质外壳内设有超声换能器、反射组件、光学组件和旋转组件;所述透明硬质外壳固定于所述手持外壳上;所述超声换能器设于所述透明硬质外壳的顶部,所述光学组件的一端置于所述反射组件内,所述超声换能器与所述反射组件对应设置;所述超声换能器在垂直于所述导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面;所述手持外壳内设有步进电机,所述步进电机的输出轴连接至所述旋转组件,所述旋转组件带动所述光学组件及所述反射组件旋转,从而使得所述反射组件对待探测对象内壁实现全视角扫描。

[0007] 具体地,所述反射组件包括激光反射镜和光声/超声反射镜。

[0008] 作为一种具体实施方式,所述激光反射镜为镜面反射镜,光声/超声反射模块为透明晶体,所述激光反射镜以一定角度置于所述反射组件上方,以使得反射光能够以一定角度入射生物组织,所述反射光以一定角度入射生物组织的角度范围是 $85^{\circ}\sim 90^{\circ}$ ;所述光声/超声反射模块与所述超声换能器相对的一侧斜面为 $45^{\circ}$ 。

[0009] 作为一种优选实施方式,所述超声换能器为单个单元线聚焦超声换能器,所述线聚焦超声换能器的接收面在平行于所述导管的主轴的z向是聚焦的。

[0010] 作为另一种优选实施方式,所述超声换能器为线性阵列超声换能器,所述线性阵列超声换能器包括多个沿平行于所述导管的主轴的z向排列的超声换能器。

[0011] 进一步地,所述光学组件为单模光纤。

[0012] 优选地,所述光学组件为多模光纤。

[0013] 作为一种具体实施方式,所述旋转组件包括固定轴、第一旋转轴、第二旋转轴、传送带、覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴以及硬质旋转轴;所述固定轴与所述第一旋转轴之间由两个滚珠轴承支撑,所述第一旋转轴与所述覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴以及所述硬质旋转轴相连接;所述第二旋转轴与所述步进电机连接;所述第一旋转轴与所述第二旋转轴通过所述传送带相互连接。

[0014] 在本发明上述技术方案的基础上,本发明第二方面提供了一种声聚焦内窥光声/超声扫描成像方法,包括如下步骤:

[0015] S1将超声换能器的平面接收面分割成多个单元,并将每个单元视为一个点探测器;

[0016] S2采用反投影叠加算法,对每个点探测器位置分割后的小单元进行信号反投影加权叠加,以得到最终的图像,

[0017] 其中,光声成像通过如下的公式计算得到最终的图像:

$$[0018] \quad I(\vec{r}) = \sum_{i=1}^n A(\vec{r}, i) \times \sum_{j=1}^m (B(\vec{r}, j) \times S_i(|\vec{r} - \vec{R}_i^j|/v));$$

[0019] 超声成像通过如下的公式计算得到最终的图像:

$$[0020] \quad I(\vec{r}) = \sum_{i=1}^n A(\vec{r}, i) \times \sum_{j=1}^m (B(\vec{r}, j) \times S_i(2 \times |\vec{r} - \vec{R}_i^j|/v));$$

[0021] 上式中,n为探测器的位置数;m为点探测器所分割的小单元数;I为图像 $\vec{r}$ 处重建后的图像值, $A(\vec{r}, i)$ 为第i个点探测器的权重因素, $S_i(t)$ 为第i个点探测器收到的信号, $\vec{R}_i^j$ 为将第i个点探测器探测面分割成小单元后第j个小单元的位置,v为超声在介质中的传播速度; $B(\vec{r}, j)$ 为第j个小单元的权重系数。

[0022] 通过本发明的上述技术方案,本发明的声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法可以达到:

[0023] (1) 本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的超声换能器在垂直于导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面,其声场更为均匀,径向上前后目标的原始信号强度和信噪比更接近,并且采用相应的扫描成像方法,实现了径向上各位置目标的聚焦,从而增加其成像景深;

[0024] (2) 本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的超声换能器在x-y平面上的接收面为平面的超声换能器的制作难度比聚焦超声换能器低;

[0025] (3) 本发明的声聚焦内窥光声/超声探头使得高灵敏度、微米级分辨率、亚厘米级大成像深度的实时光声/超声内窥成像成为可能,从而能够对管腔内各类病变进行精确无损地诊断,使声聚焦光声/超声内窥成像技术成为现有管腔内病变筛诊方法的有力补充,并

且推动了早期病变的病理学等相关研究的发展,具有重要的临床医学意义和科学价值;

[0026] (4) 本发明的声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法,不仅可以直接应用于食道、直肠等其他内窥成像的应用中,也应用在生物医学领域中;是光声成像理论方面的重要创新;

[0027] (5) 本发明中的声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法还可以应用到其他类型的光声/超声成像中,以及其他影像学方法的研究中,具有重要的指导价值。

[0028] 本发明实施例的其它特征和优点将在随后的具体实施方式部分予以详细说明。

## 附图说明

[0029] 附图是用来提供对本发明实施例的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与下面的具体实施方式一起用于解释本发明实施例,但并不构成对本发明实施例的限制。在附图中:

[0030] 图1为本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的一种实施方式的结构示意图;

[0031] 图2为本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的一种实施方式的线聚焦超声换能器的x-y方向上的圆周旋转扫描的模拟效果图;

[0032] 图3为本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的一种实施方式的聚焦超声换能器的扫描示意图;

[0033] 图4为本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的一种实施方式的线性阵列超声换能器的扫描示意图;

[0034] 图5为本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的另一种实施方式的结构示意图;

[0035] 图6为本发明的声聚焦内窥光声/超声探头对第一种样品(a)进行平面光声/超声成像的结果图;

[0036] 图7为本发明的声聚焦内窥光声/超声探头对第二种样品(a)进行平面光声/超声成像的结果图;

[0037] 图8为本发明的x-y方向的光声和超声的新旧算法对比图;

[0038] 图9为本发明的x-z方向的光声和超声的新旧算法对比图。

[0039] 附图标记说明

- |                     |                  |
|---------------------|------------------|
| [0040] 1 线聚焦超声换能器   | 2 超声换能器的镜像位置     |
| [0041] 3 激光反射镜      | 4 透明硬质外壳         |
| [0042] 5 固定模块       | 6 覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴 |
| [0043] 7 固定轴        | 8 传送带            |
| [0044] 9 硬质胶管       | 10 步进电机          |
| [0045] 11 第一旋转轴     | 12 硬质旋转轴         |
| [0046] 13 集成光纤激光束   | 14 光声/超声反射镜      |
| [0047] 15 超声回波      | 16 成像目标          |
| [0048] 17 手持外壳      | 18 第二旋转轴         |
| [0049] 19 线性阵列超声换能器 |                  |

## 具体实施方式

[0050] 以下结合附图对本发明实施例的具体实施方式进行详细说明。应当理解的是,此处所描述的具体实施方式仅用于说明和解释本发明实施例,并不用于限制本发明实施例。

[0051] 如图1所示,声聚焦内窥光声/超声探头包括导管和手持外壳17;导管包括透明硬质外壳4,透明硬质外壳4内设有超声换能器、反射组件、光学组件和旋转组件;透明硬质外壳4固定于手持外壳17上;超声换能器设于透明硬质外壳4的顶部,光学组件的一端置于反射组件内,超声换能器与反射组件对应设置;超声换能器在垂直于导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面;手持外壳17内设有步进电机10,步进电机10的输出轴连接至旋转组件,旋转组件带动光学组件及反射组件旋转,从而使得反射组件对待探测对象内壁实现全视角扫描。

[0052] 通过本发明上述基本技术方案的声聚焦内窥光声/超声探头,声聚焦内窥光声/超声探头进行探测时,超声换能器发出超声经反射组件进行反射,探测到成像目标16,会产生超声回波15;并且光学组件发出激光经反射组件进行反射;步进电机10提供扭矩,扭矩带动旋转组件进行运转,接着,旋转组件带动光学组件及反射组件进行旋转;最后,反射组件接收扭矩并执行侧视旋转扫描,以使得该声聚焦内窥光声/超声探头对待探测对象内壁实现全视角的扫描。

[0053] 在上述技术方案中,具体地,反射组件包括激光反射镜3和光声/超声反射镜14。优选地,激光反射镜3为镜面反射镜,激光反射镜3以一定角度置于反射组件上方,以使得反射光能够以一定角度入射生物组织,反射光以一定角度入射生物组织的角度范围是 $85^{\circ} \sim 90^{\circ}$ ,以使得反射光能够近似垂直的入射生物组织;光声/超声反射镜14为透明晶体,光声/超声反射镜14与超声换能器相对的一侧斜面为 $45^{\circ}$ 。激光经激光反射镜3以一定角度反射后透过透明晶体,使得反射光近似于垂直于导管,然后照射生物组织,超声经透明晶体反射面反射由探头接收。

[0054] 在上述技术方案的优选方式中,线聚焦超声换能器1为单个单元线聚焦超声换能器1,线聚焦超声换能器1的接收面在平行于导管的主轴的z向是聚焦的。因为线聚焦超声换能器1的接收面在垂直于探头主轴的方向的x-y平面上是平面的,并且通过相应的光声内窥聚焦成像算法来实现在径向深度方向上各目标的聚焦,同时保证足够大的成像景深,有效地解决了点聚焦超声换能器中成像景深和成像分辨率不可调和矛盾的问题。

[0055] 在上技术方案的另一种优选方式中,超声换能器为线性阵列超声换能器19,线性阵列超声换能器19包括多个沿平行于导管的主轴的z向排列的超声换能器。其与线聚焦超声换能器1类似,能够达到类似的成像效果,保证成像景深和成像分辨率。

[0056] 在上述技术方案中,优选地,光学组件为单模光纤或多模光纤;更为优选地,多模光纤可以提供足够强的激光能量。

[0057] 在上述技术方案的一种具体实施方式中,旋转组件包括固定轴7、第一旋转轴11、第二旋转轴18、传送带8、覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴6以及硬质旋转轴12;固定轴7与第一旋转轴11之间由两个滚珠轴承支撑,第一旋转轴11与覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴6以及硬质旋转轴12相连接;第二旋转轴18与步进电机10连接;第一旋转轴11与第二旋转轴18通过传送带8相互连接。由步进电机10提供扭矩,扭矩通过传送带8和滑轮传递到有两个滚珠轴支撑的第一旋转轴11上,并通过覆盖软胶管保护壳的柔性旋转轴6和硬质旋转轴12

进一步传递到反射组件上。最后,反射组件接收扭矩并执行侧视旋转扫描。

[0058] 参见图2所示,在本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的一种优选实施方式中,将超声换能器在x-y平面上的探测面形状改为平面,从而极大的改善声场的不均匀性,再应用相应的动态聚焦内窥反投影算法,来实现目标在径向方向上的动态聚焦。

[0059] 在上述技术方案的一种实施方式中,以改进型内窥反投影算法为例:

$$[0060] \quad I(\vec{r}) = \sum_{i=1}^n A(\vec{r}, i) \times \sum_{j=1}^m (B(\vec{r}, j) \times S_i(|\vec{r} - \vec{R}_i^j|/v)) \quad (1)$$

[0061] 由于探测面在导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面的,结合超声成像的原理,可以采用如下的公式(2)进行成像

$$[0062] \quad I(r, \theta) = \sum_{\varphi=1}^m (S_{\varphi}(R_{\varphi}(r, \theta)/v)) \quad (2)$$

[0063] 其中,  $S_{\varphi}(t)$  为在探测器旋转到  $\varphi$  角度接收到的时域声压信号,  $R_{\varphi}(r, \theta)$  为坐标为  $(r, \theta)$  的像平面上的点,距离旋转到  $\varphi$  角度的平面超声换能器的探测面的距离。

[0064] 由于超声成像和光声成像的区别仅仅在于所得的超声是物体本身发出的还是换能器本身发出的,因此将公式(1)中的  $|\vec{r} - \vec{R}_i^j|$  或者(2)中的  $R_{\varphi}(r, \theta)$  乘以2所得的公式,就可以应用到超声成像中,即变为

$$[0065] \quad I(\vec{r}) = \sum_{i=1}^n A(\vec{r}, i) \times \sum_{j=1}^m (B(\vec{r}, j) \times S_i(2 \times |\vec{r} - \vec{R}_i^j|/v)) \quad (3)$$

$$[0066] \quad I(r, \theta) = \sum_{\varphi=1}^m (S_{\varphi}(2 \times R_{\varphi}(r, \theta)/v)) \quad (4)$$

[0067] 其中,虽然公式(1)和(3)是可以应用于聚焦超声换能器的,但是也可以将其应用到基于平面的超声换能器当中,即当做一个特例来使用。

[0068] 以上公式考虑的是探头的平面方向,没有考虑到z方向上的聚焦。因此,在z方向上可以采用聚焦超声换能器的形式,也可以采用线性阵列的方式进行成像。如图3所示,在垂直方向上采用单个聚焦换能器进行扫描;或者如图4所示,用阵列进行扫描。

[0069] 最后,仿真结果x-y平面方向上达到的效果,新旧算法对比如图8所示;z方向上达到的效果,新旧算法对比如图9所示。

[0070] 参见图5所示,在本发明声聚焦内窥光声/超声探头的另一个实施例中,提供了一种线性阵列超声换能器19的声聚焦内窥光声/超声探头。所述探头除了将线聚焦超声换能器1换为线性阵列超声换能器19以外,与图1中的探头的其他结完全一致,也能达到类似的成像效果。

[0071] 参见图6和图7所示,利用图1中所示的声聚焦内窥光声/超声探头,对仿体进行成像,结果说明如下:第一种样品(a)、第二种样品(a)均为仿体实验所用样品的示意图。其中仿体主体为用来模拟生物组织的凝胶琼脂,掺有脂肪乳和水,使得其散射和吸收系数分别为1/mm和0.07/mm,和人体脂肪组织相近。仿体外径为40mm,内径为12mm。第一种样品(a)中在内径15mm处嵌入不规则形状的猪小肠,第二种样品(a)中在不同位置垂直插有十六根直

径为0.5mm的铅芯。扫描采用图1所示的实施方式的探头进行采集。在进行光声成像时,激发光选用Nd:YAG激光器产生的532nm脉冲绿光,激发光重复频率为10Hz,脉冲宽度为8ns。放大器采用奥林巴斯5072PR进行光声和超声信号放大,同时5072PR还可以用来进行超声激发进行超声成像。采集到的信号用LDI400SE采集卡收集,采样频率为100MHz,扫描角度间隔为1度,共采集360个角度的数据。

[0072] 如图6和图7所述,图6和图7分别是使用图1所示的探头对两种不同的样品(a)进项平面光声/超声成像的结果图。从中可以看出,猪小肠和铅芯在光声和超声图像中都能得到清晰的重建,与常规内窥算法相比,大大地提高了图像分辨率。

[0073] 由上述描述可以看出,本发明的声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法的优点在于:本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的超声换能器的在垂直于所述导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面,使得其声场更为均匀,径向上前后目标的原始信号强度和信噪比更接近,并且采用相应的扫描成像方法,实现了径向上各位置目标的聚焦,从而增加其成像景深,同时,保证足够大的成像景深,有效地解决了点聚焦超声换能器中成像景深和成像分辨率不可调和矛盾的问题。并且,本发明的声聚焦内窥光声/超声探头的超声换能器在x-y平面上的接收面为平面的超声换能器的制作难度比聚焦超声换能器低。

[0074] 此外,本发明的声聚焦内窥光声/超声探头使得高灵敏度、微米级分辨率、亚厘米级大成像深度的实时光声/超声内窥成像成为可能,从而能够对管腔内各类病变进行精确无损地诊断,使声聚焦光声/超声内窥成像技术成为现有管腔内病变筛诊方法的有力补充,并且推动了早期病变的病理学等相关研究的发展,具有重要的临床医学意义和科学价值。并且,本发明的声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法,不仅可以直接应用于食道、直肠等其他内窥成像的应用中,也应用在生物医学领域中;是光声成像理论方面的重要创新;本发明中的声聚焦内窥光声/超声探头及扫描成像方法还可以应用到其他类型的光声/超声成像中,以及其他影像学方法的研究中,具有重要的指导价值。

[0075] 以上结合附图详细描述了本发明实施例的可选实施方式,但是,本发明实施例并不限于上述实施方式中的具体细节,在本发明实施例的技术构思范围内,可以对本发明实施例的技术方案进行多种简单变型,这些简单变型均属于本发明实施例的保护范围。

[0076] 另外需要说明的是,在上述具体实施方式中所描述的各个具体技术特征,在不矛盾的情况下,可以通过任何合适的方式进行组合。为了避免不必要的重复,本发明实施例对各种可能的组合方式不再另行说明。

[0077] 此外,本发明实施例的各种不同的实施方式之间也可以进行任意组合,只要其不违背本发明实施例的思想,其同样应当视为本发明实施例所公开的内容。

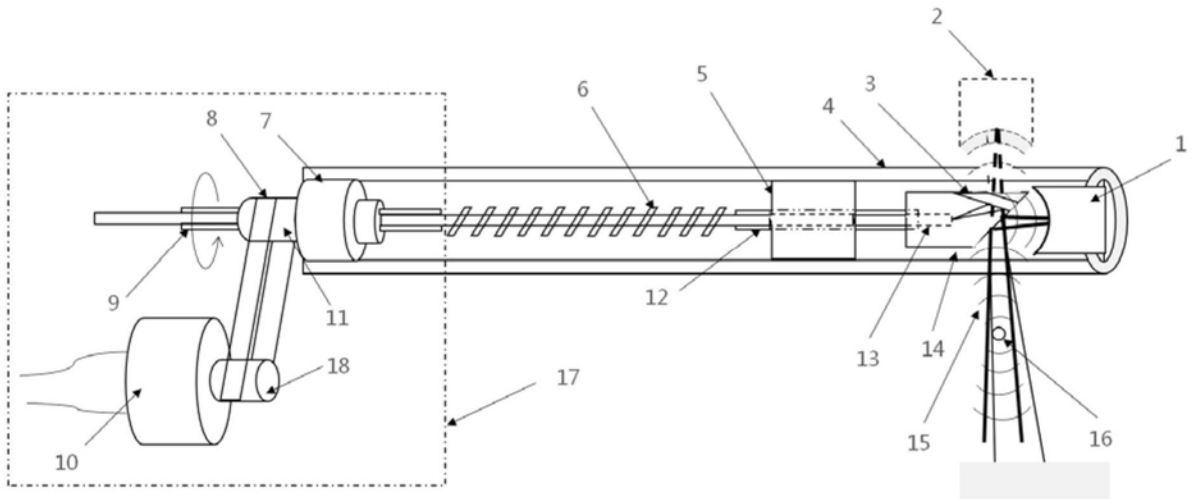


图1

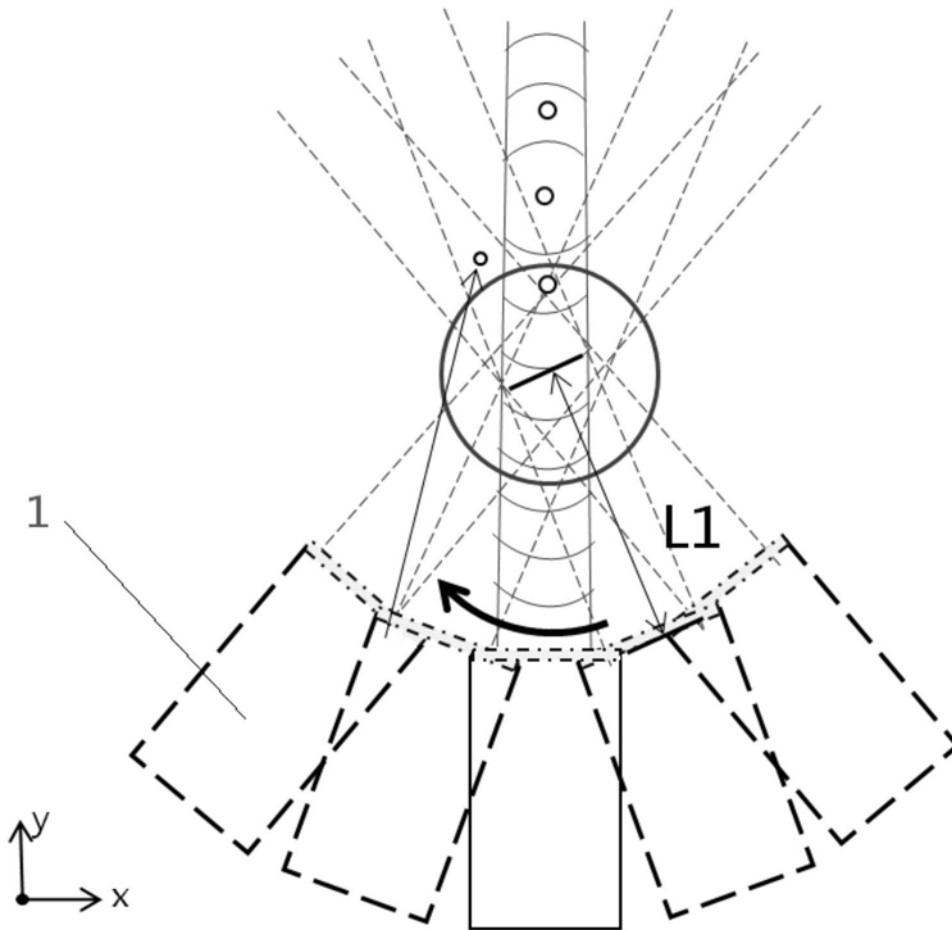


图2

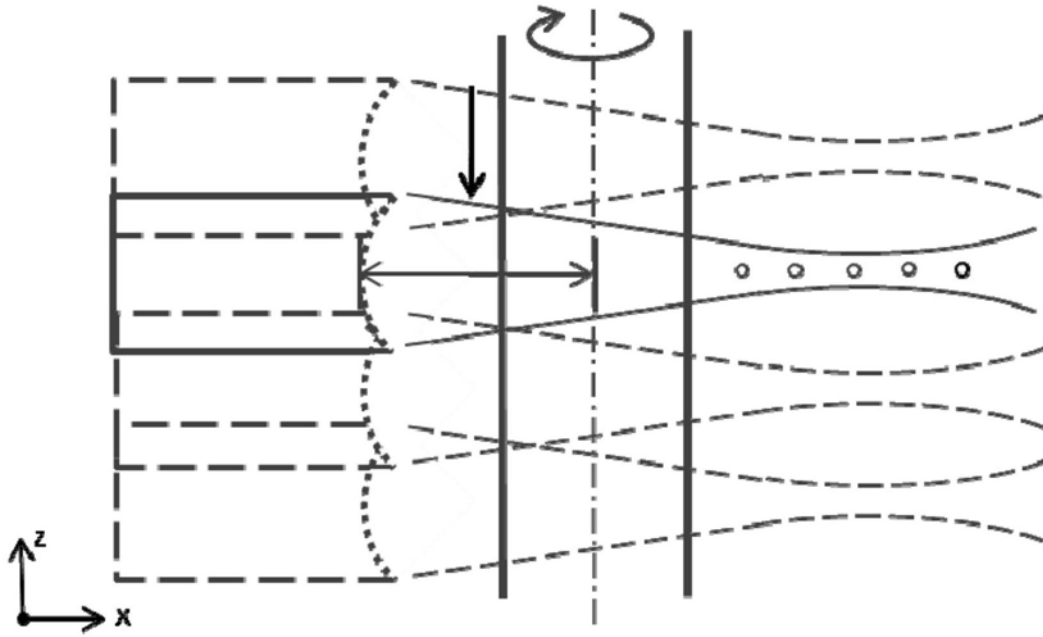


图3

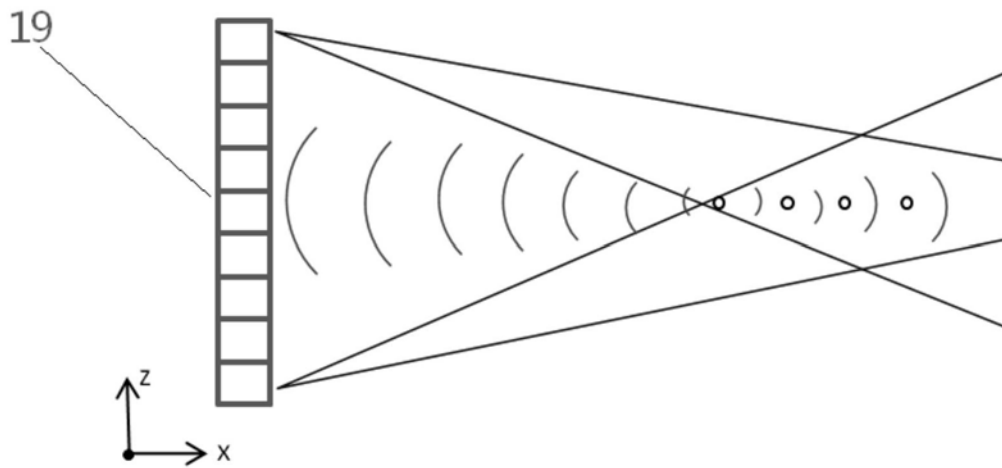


图4

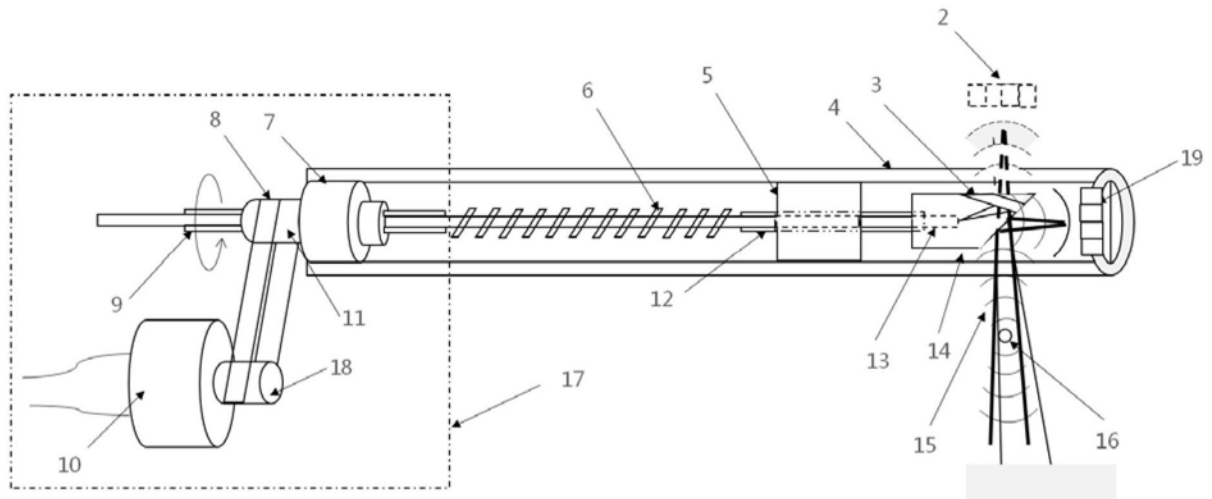


图5

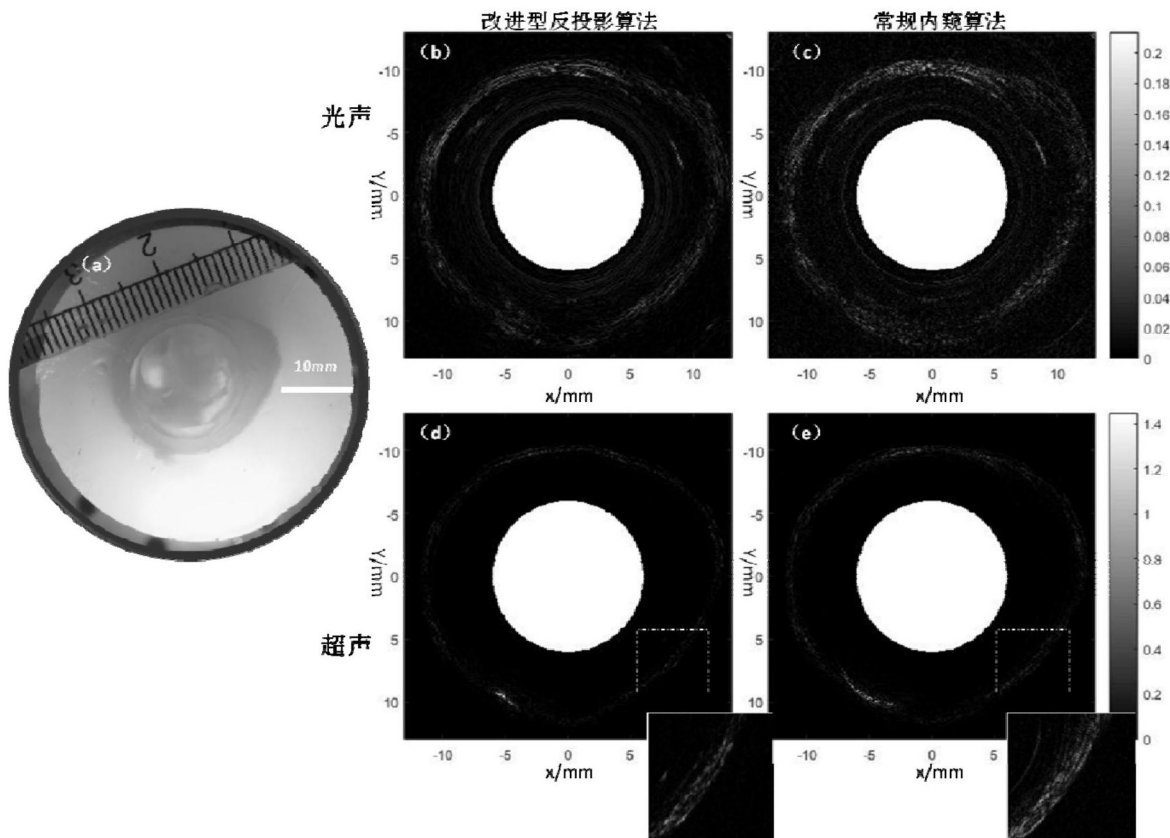


图6

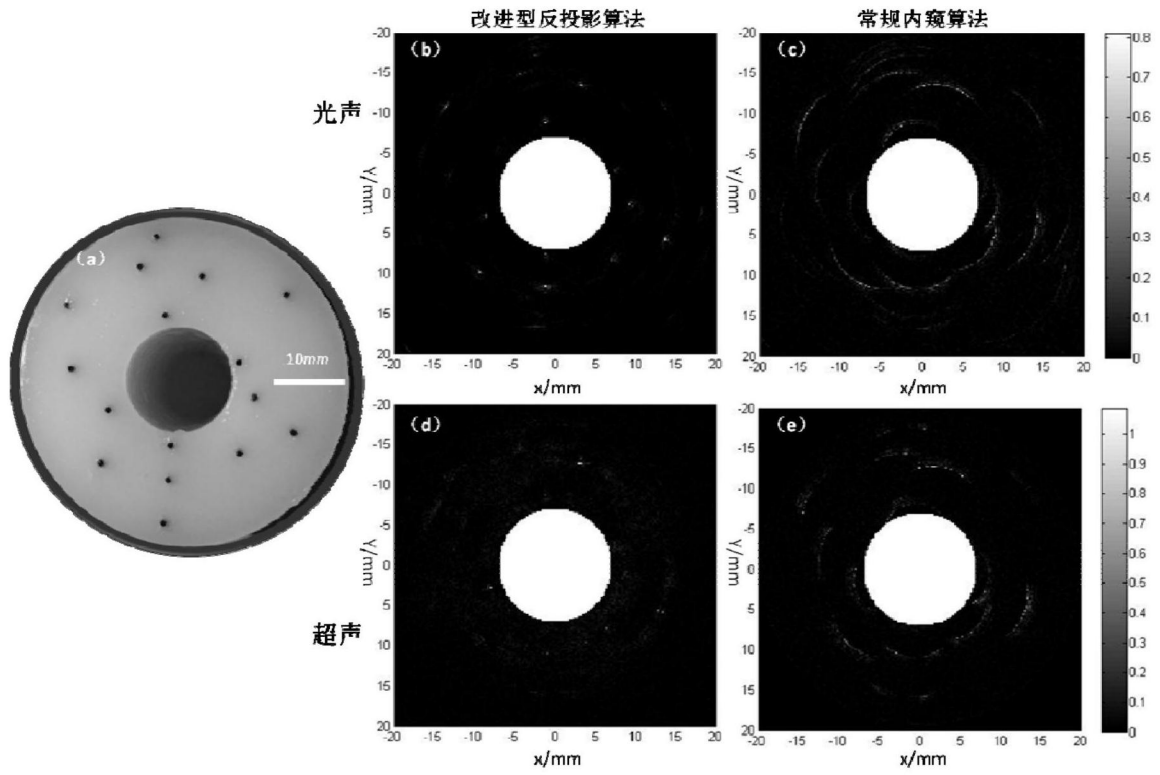


图7

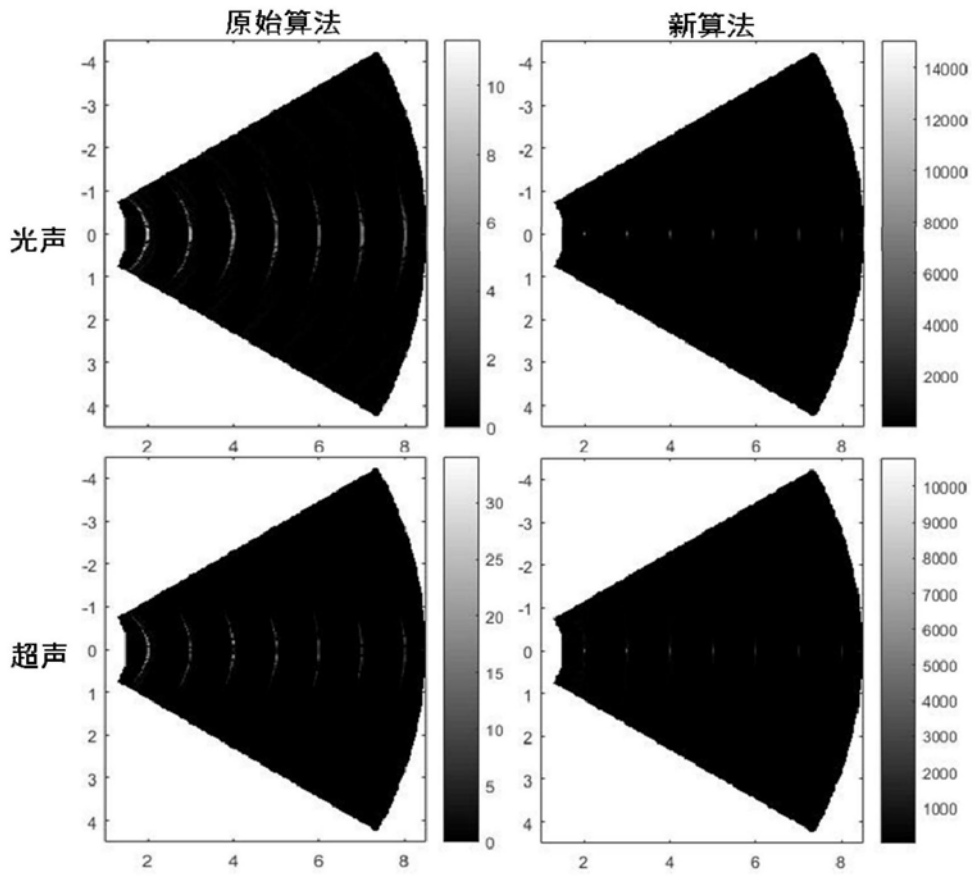


图8

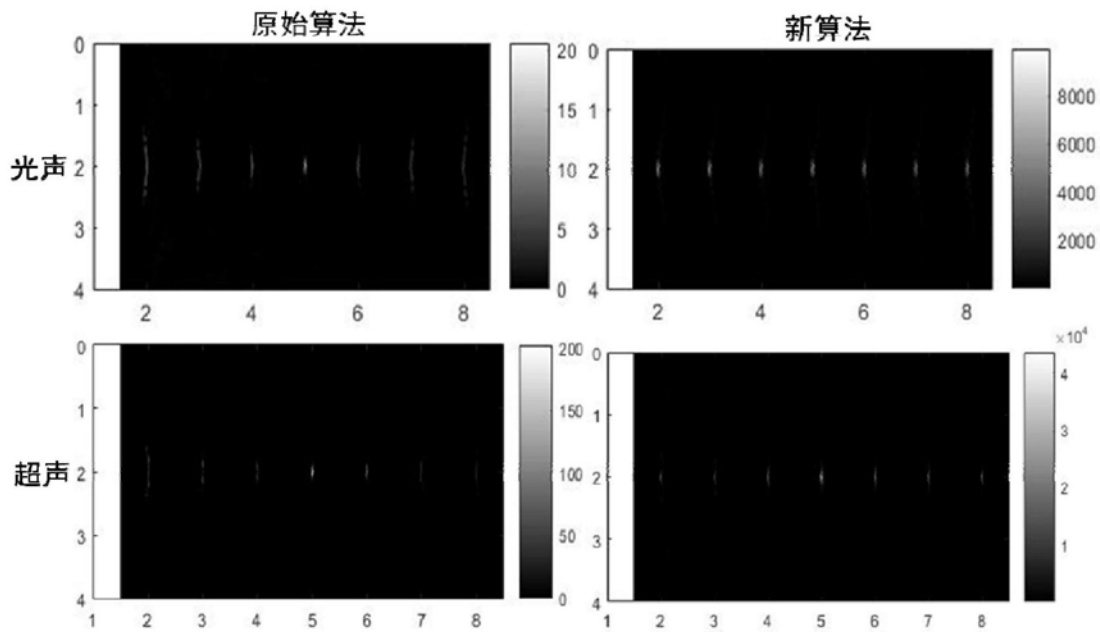


图9

专利名称(译)	一种声聚焦内窥镜光声/超声探头及扫描成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110251093A</a>	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910671640.8	申请日	2019-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	中南大学		
申请(专利权)人(译)	中南大学		
当前申请(专利权)人(译)	中南大学		
[标]发明人	王波 庞未然 彭宽 王聪聪		
发明人	王波 庞未然 彭宽 王聪聪		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12 A61B1/00 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B1/07 A61B5/0033 A61B5/0084 A61B5/0095 A61B8/12 A61B8/44 A61B8/5261		
代理人(译)	赵东方		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于光声内窥成像技术领域，公开了一种声聚焦内窥镜光声/超声探头及扫描成像方法，其中所述探头包括导管和手持外壳；导管包括透明硬质外壳，透明硬质外壳内设有超声换能器、反射组件、光学组件和旋转组件；所述透明硬质外壳固定于所述手持外壳上；所述超声换能器设于所述透明硬质外壳的顶部，所述光学组件的一端置于所述反射组件内，所述超声换能器与所述反射组件对应设置；所述超声换能器在垂直于所述导管的主轴方向的x-y平面上的接收面为平面。本发明将超声换能器在x-y平面上的探测面改为平面，其声场更均匀，径向上前后目标的原始信号强度和信噪比更接近，并采用相应的扫描成像方法，来实现径向上各位置目标的聚焦，从而增加其成像景深。

