



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209712872 U

(45)授权公告日 2019.12.03

(21)申请号 201822126601.3

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(22)申请日 2018.12.18

(73)专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大
学城学苑大道1068号

(72)发明人 王柏权 龚小竞 林日强 张建辉
陈宁波 舒承有

(74)专利代理机构 深圳智趣知识产权代理事务
所(普通合伙) 44486

代理人 邵萌

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

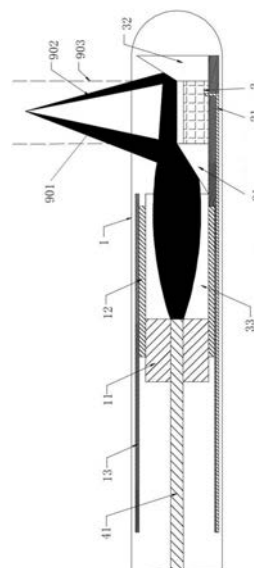
权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(54)实用新型名称

一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系
统

(57)摘要

本实用新型适用于生物医学影像设备技术领域,公开了一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统。光声共轴内窥装置包括使组织产生光声效应的光声导管,所述光声导管包括管体、用于产生照射光或引导照射光的照射光提供部件、用于发射超声波并可接收超声波以及光声信号的超声部件,所述照射光提供部件设置于或伸入于所述管体内,所述超声部件设置于所述管体;所述光声导管还包括用于将照射光分别反射或折射后聚焦至所述超声部件中轴线的镜组,所述镜组设置的外侧。光声共轴内窥系统包括上述内窥装置。本实用新型所提供的一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统,其光声共轴、光声重合区大、成像效果佳。



1. 一种光声共轴内窥装置,其特征在于,包括使组织产生光声效应的光声导管,所述光声导管包括管体、用于产生照射光或引导照射光的照射光提供部件、用于发射超声波并可接收超声波以及光声信号的超声部件,所述照射光提供部件设置于或伸入于所述管体内,所述超声部件设置于所述管体;

所述光声导管还包括用于将照射光分别反射或折射后聚焦至所述超声部件中轴线的镜组,所述镜组设置于所述管体内且位于所述超声部件的外侧。

2. 如权利要求1所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,

所述镜组包括设置于所述超声部件两侧的第一反射器和第二反射器;

所述照射光提供部件为连接于激光发生装置且前端伸入所述管体内的光纤,所述管体内还设置有用于将所述光纤射出的激光分配至第一反射器和第二反射器的折射透镜,所述光纤的前端朝向于所述折射透镜。

3. 如权利要求2所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,所述第一反射器的镜面与照射光的光轴之间形成第一夹角,所述第二反射器的镜面与照射光的光轴之间形成第二夹角,所述第一夹角、第二夹角互为余角。

4. 如权利要求3所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,所述第一反射器位于所述超声部件靠近所述折射透镜的一侧,所述第二反射器位于所述超声部件远离所述折射透镜的一侧,所述第一反射器的反射面不高于所述超声部件的工作面,所述第二反射器的反射面高于所述超声部件的工作面。

5. 如权利要求4所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,所述折射透镜为将用于将所述光纤前端所射出激光的等分至所述第一反射器和所述第二反射器的梯度折射率透镜。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,所述管体内设置有用于供光纤插入的第一匹配管和套于所述第一匹配管以及折射透镜的第二匹配管,所述第二匹配管外还套设有位于所述管体内的金属管。

7. 如权利要求6所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,所述管体内填充有超声耦合介质。

8. 如权利要求2至5中任一项所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,所述光纤设置有一根、两根或两根以上,所述镜组设置有一组、两组或两组以上。

9. 如权利要求6所述的一种光声共轴内窥装置,其特征在于,所述超声部件连接有高频信号线,所述高频信号线从所述金属管的外侧穿出所述管体。

10. 一种光声共轴内窥系统,其特征在于,包括如权利要求1至9中任一项所述的一种光声共轴内窥装置,还包括:

作为脉冲信号主触发源的电脑与数据采集卡、

用于接收脉冲信号并发出同步信号的单片机、

用于接收同步信号并发出延时信号至超声收发仪的激光器与驱动器,

所述数据采集卡连接于所述电脑与所述单片机,所述单片机连接于所述激光器、驱动器和所述超声收发仪,所述激光器连接有光学组件和光电滑环,光电滑环连接于伸入管体内的光纤,所述光电滑环还分别连接于所述驱动器和所述超声收发仪,所述超声收发仪还连接于所述数据采集卡。

一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统

技术领域

[0001] 本实用新型属于生物医学影像设备技术领域,尤其涉及一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统。

背景技术

[0002] 我国消化道肿瘤发病率近年来持续增高,早期发现与治疗能很大程度提高患者的五年生存率,内镜诊断是目前常见的方法,其中探索新的内镜诊疗技术是十分必要的。光声成像作为一种非侵入式的生物医学成像方法,该技术与消化内镜结合为实现消化道肿瘤高灵敏早期诊断提供了新的诊疗模式,展现其巨大应用潜力。

[0003] 光声成像技术不仅弥补传统超声成像技术分辨率低的缺点,而且改善了纯光学成像因组织对光的散射造成成像深度小的缺点,同时利用生物组织对光吸收的差异实现重要的功能性成像,如血氧饱和度测试。当前已有研究尝试将光声成像技术与消化内镜结合用于消化道内窥成像当中,为消化道早期肿瘤诊断提供了可能性。但是由于传统光声内窥导管的光声耦合的区域小,光声信号探测效率低,同时消化道结构复杂多变,胃壁与肠壁存在腔壁弯曲与黏膜褶皱现象,复杂的结构环境降低了系统的信噪比,所以这不利于消化道肿瘤早期发现与准确诊断。

[0004] 光声内窥成像技术(Photoacoustic Endoscopy)是一种将光声成像系统集成到微小的成像导管内,可在人体消化道、血管内实现基于光声原理的介入成像技术。因为应用的场景不同,消化道内窥光声导管和血管内介入光声导管两种导管的尺寸存在差异。但是两者都是基于光声成像原理,纳秒脉冲激光激发组织,组织吸收光后释放热能导致吸收体局部温度升高,温度变化导致组织热胀冷缩而产生压力波,即光声信号;组织反射回来的光声信号被超声换能器接收,经过后期图像重建实现光声内窥成像。

[0005] 现有光声内窥导管的设计中,分为光声共轴与光声不共轴两种。光声共轴可以保证光的照射区域与声的探测区域始终是同一轴心,但一般需要在超声换能器的探测晶体中心开孔,将光源置于中间,以牺牲超声换能器的探测性能来达到;或者以透射光反射声的光学组件来达到光声共轴,但复杂的光学组件降低导管中光的传输效率。光声不共轴的设计,保证了超声换能器的完整,将出射光或者超声换能器倾斜一定的角度,使得光照区域和声探测区域有一定的重叠,但是光声不共轴限制了系统成像范围以及高信噪比。

[0006] 综上,现有技术中光声内窥成像设备主要存在以下的缺点:

[0007] (1) 目前利用激光通过中心开孔的超声换能器,经反射器发射至组织,最后由超声换能器接收光声信号的消化道光声内窥导管设计虽然实现了光声共轴的目的,但是由于中空结构的超声换能器压电晶体接收面积小,降低光声信号的接收效率,不利于系统高信噪比的实现。

[0008] (2) 一些光声内窥导管利用了透射光反射声的光学组件实现了光声共轴,提高系统信噪比的目的。但是多组合的光学元件降低了光的传输效率,最后限制系统信噪比。

[0009] (3) 除了光声共轴的导管设计以外,当前还存在光声不共轴的导管设计,其利用了

光束与声束形成一定重合区,对获取的光声信号实现图像重建。虽然该设计避免了导管中光传输效率低、超声换能器接收率低的缺点,但是其光声不共轴、光声重合区小而导致成像深度浅的缺点成为系统高信噪比的制约因素。

实用新型内容

[0010] 本实用新型旨在至少解决上述技术问题之一,提供了一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统,其光声共轴、光声重合区大、成像效果佳。

[0011] 本实用新型的技术方案是:一种光声共轴内窥装置,包括使组织产生光声效应的光声导管,所述光声导管包括管体、用于产生照射光或引导照射光的照射光提供部件、用于发射超声波并可接收超声波以及光声信号的超声部件,所述照射光提供部件设置于或伸入于所述管体内,所述超声部件设置于所述管体;所述光声导管还包括用于将照射光分别反射或折射后聚焦至所述超声部件中轴线的镜组,所述镜组设置于所述管体内且位于所述超声部件的外侧。

[0012] 可选地,所述镜组包括设置于所述超声部件两侧的第一反射器和第二反射器;所述照射光提供部件为连接于激光发生装置且前端伸入所述管体内的光纤,所述管体内还设置有用于将所述光纤射出的激光分配至第一反射器和第二反射器的折射透镜,所述光纤的前端朝向于所述折射透镜。

[0013] 可选地,所述第一反射器的镜面与照射光的光轴之间形成第一夹角,所述第二反射器的镜面与照射光的光轴之间形成第二夹角,所述第一夹角、第二夹角互为余角。

[0014] 可选地,所述第一反射器位于所述超声部件靠近所述折射透镜的一侧,所述第二反射器位于所述超声部件远离所述折射透镜的一侧,所述第一反射器的反射面不高于所述超声部件的工作面,所述第二反射器的反射面高于所述超声部件的工作面。

[0015] 可选地,所述折射透镜为将用于将所述光纤前端所射出激光的等分至所述第一反射器和所述第二反射器的梯度折射率透镜。

[0016] 可选地,所述管体内设置有用于供所述光纤插入的第一匹配管和套于所述第一匹配管以及所述折射透镜的第二匹配管,所述第二匹配管外还套设有位于所述管体内的金属管。

[0017] 可选地,所述管体内填充有超声耦合介质。

[0018] 可选地,所述光纤设置有一根、两根或两根以上,所述镜组设置有一组、两组或两组以上。

[0019] 可选地,所述超声部件连接有高频信号线,所述高频信号线从所述金属管的外侧穿出所述管体。

[0020] 本实用新型还提供了一种光声共轴内窥系统,包括上述的一种光声共轴内窥装置,还包括:

[0021] 作为脉冲信号主触发源的电脑与数据采集卡、

[0022] 用于接收脉冲信号并发出同步信号的单片机、

[0023] 用于接收同步信号并发出延时信号至超声收发仪的激光器与驱动器,

[0024] 所述数据采集卡连接于所述电脑与所述单片机,所述单片机连接于所述激光器、驱动器和所述超声收发仪,所述激光器连接有光学组件和光电滑环,光电滑环连接于伸入

管体内的光纤,所述光电滑环还分别连接于所述驱动器和所述超声收发仪,所述超声收发仪还连接于所述数据采集卡。

[0025] 本实用新型所提供的一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统,其光声共轴内窥装置、内窥系统利用光纤传导脉冲激光,光纤结合金属匹配管(第一匹配管)与梯度折射率透镜达到尺寸匹配的目的,再利用塑料匹配管(第二匹配管)将三者固定,并装配于金属外管(金属管)内。光声导管中梯度折射率透镜的应用提高了准直效率,改善成像中消色差效果,激光经梯度折射率透镜聚焦后,一半的光照射在第一反射器的反射面,另一半的光照射在第二反射器的反射面,第一反射器、第二反射器与水平面的角度互为余角,实现了两路光束于同一空间区域聚焦的目的。超声换能器放置于第一反射器、第二反射器的中间,接收从组织返回的光声信号,这样既实现了光声共轴、增大光声重合区的特点,又避免了激光因传统透光反声的光学元件组而耦合效率低的缺点,有利于提高系统的信噪比,成像效果佳。

附图说明

[0026] 为了更清楚地说明本实用新型实施例中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本实用新型的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0027] 图1是本实用新型实施例提供的一种光声共轴内窥装置的剖面示意图;

[0028] 图2是本实用新型实施例提供的一种光声共轴内窥系统的平面局部示意图;

[0029] 图3是本实用新型实施例提供的一种光声共轴内窥系统中单片机的信号时序图;

[0030] 图4是本实用新型实施例提供的一种光声共轴内窥装置的光学软件Zemax 模拟的光路示意图;

[0031] 图5是图4中光路形成的光斑相交面在光学软件Zemax模拟的光路示意图;

[0032] 图6是现有技术中传统光声准共轴内窥导管的光声重合区示意图;

[0033] 图7是本实用新型实施例提供的一种光声共轴内窥装置的光声重合区示意图。

具体实施方式

[0034] 为了使本实用新型的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本实用新型进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本实用新型,并不用于限定本实用新型。

[0035] 需要说明的是,术语“设置”、“连接”应做广义理解,例如,可以是直接设置、连接,也可以通过居中元部件、居中结构间接设置、连接。

[0036] 另外,本实用新型实施例中若有“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”“内”、“外”等指示的方位或位置关系的用语,其为基于附图所示的方位或位置关系或常规放置状态或使用状态,其仅是为了便于描述本实用新型和简化描述,而不是指示或暗示所指的结构、特征、装置或元件必须具有特定的方位或位置关系、也不是必须以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本实用新型的限制。在本实用新型的描述中,除非另有说明,“多个”的含义是两个或两个以上。

[0037] 在具体实施方式中所描述的各个具体技术特征和各实施例,在不矛盾的情况下,

可以通过任何合适的方式进行组合,例如通过不同的具体技术特征/实施例的组合可以形成不同的实施方式,为了避免不必要的重复,本实用新型中各个具体技术特征/实施例的各种可能的组合方式不再另行说明。

[0038] 如图1至图3所示,本实用新型实施例提供一种光声共轴内窥装置,包括使组织产生光声效应的光声导管10,所述光声导管10包括管体1、用于产生照射光或引导照射光的照射光提供部件、用于发射超声波并可接收超声波以及光声信号的超声部件2,超声部件2可为超声换能器。所述照射光提供部件设置于或伸入于所述管体1内,所述超声部件2设置于所述管体1内;所述光声导管10还包括用于将照射光分别反射或折射后聚焦至所述超声部件2中轴线的镜组,所述镜组设置于所述管体1内且位于所述超声部件2的外侧。这样,无需设置中空结构的超声换能器,超声换能器的压电晶体接收面积大,可以提高光声信号的接收效率,利于系统高信噪比的实现,且光的传输效率高,利于进一步提高系统信噪比,且照射光被分别反射或折射后聚焦至所述超声部件2的中轴线,实现光声共轴,其有利于增大光声重合区,成像深度佳,有利于系统高信噪比的实现。

[0039] 具体应用中,管体1的一侧设置有成像窗口,超声部件2的工作面朝向于成像窗口设置。成像窗口可靠近于管体1的前端。

[0040] 具体地,所述镜组包括设置于所述超声部件2两侧的且用于反射照射光的第一反射器31和第二反射器32;第一反射器31和第二反射器32可为光学反射镜,例如棱镜等。照射光可为激光或红外光等,照射光可分为相等的两部分,超声部件2相对两侧的第一反射器31和第二反射器32可以分别将两部分相等的光反射至超声部件2中轴线上聚焦,实现超声换能器对光声信号接收率的最大化,实现光声共轴,增大光声耦合区,有利于系统信噪比的提高,且可以增大成像深度。如图1中,第一反射器31反射的光束901,第二反射器32反射的光束902,超声部件2形成的波束903,光束901、光束902聚焦于波束903的中轴线上,波束903的中轴线也为超声部件2的中轴线。

[0041] 具体地,所述照射光提供部件为连接于激光发生装置且前端伸入所述管体1内的光纤41,所述管体1内还设置有用将所述光纤41射出的激光分配至第一反射器31和第二反射器32的折射透镜33,所述光纤41的前端朝向于所述折射透镜33。光纤41的前端面可以与折射透镜33的入射面相接触。折射透镜33分配至第一反射器31和第二反射器32的激光可相等,本实施例中,折射透镜33将一半的激光分配至第一反射器31,将另一半的激光分配至第二反射器32。

[0042] 具体地,所述第一反射器31的镜面与照射光的光轴之间形成第一夹角,所述第二反射器32的镜面与照射光的光轴之间形成第二夹角,所述第一夹角、第二夹角互为余角。光纤41伸入管体1内的部分定义为光纤41的前端部分,光纤41的前端部分的中轴线即为照射光的光轴。本实施例中,光纤41的前端部分沿管体1的中轴线设置,即照射光的光轴与管体1的中轴线同轴,当管体1水平放置时,第一反射器31和第二反射器32与水平面的夹角互为余角。这样,利于实现光声共轴。

[0043] 具体地,所述第一反射器31位于所述超声部件2靠近所述折射透镜33的一侧,所述第二反射器32位于所述超声部件2远离所述折射透镜33的一侧,所述第一反射器的反射面不高于所述超声部件2的工作面,所述第二反射器的反射面高于所述超声部件2的工作面,折射透镜33可以直接将激光通过折射分配至第一反射器31和第二反射器32,激光利用率

高。

[0044] 具体地,所述折射透镜33为将用于将所述光纤41前端所射出激光的等分至所述第一反射器31和所述第二反射器32的梯度折射率透镜。梯度折射率透镜位于光纤41与第一反射器31之间,超声部件2位于第一反射器31和第二反射器32之间。光纤41的中轴线与梯度折射率透镜的中轴线重合,超声部件2的中轴线可与光纤41的中轴线垂直,超声部件2的中轴线也与梯度折射率透镜的中轴线垂直。

[0045] 具体地,所述管体1内设置有用供所述光纤41插入的第一匹配管11和套于所述第一匹配管11以及所述折射透镜33的第二匹配管12,所述第二匹配管12外还套设有位于所述管体1内的屏蔽管(金属管13),第二匹配管12可为塑胶管,装配结构简单可靠。

[0046] 具体地,所述管体1内可以填充有超声耦合介质。

[0047] 具体应用中,所述光纤41可设置有一根、两根或两根以上。

[0048] 具体应用中,所述镜组(第一反射器31和第二反射器32)可设置有一组、两组或两组以上。

[0049] 具体地,所述超声部件2连接有高频信号线21,所述高频信号线21从所述金属管的外侧穿出所述管体1。

[0050] 本实施例所提供的一种光声共轴内窥装置,通过设置至少一组水平夹角互为余角的第一反射器31和第二反射器32,实现光声共轴的光声导管10,利用第一反射器31和第二反射器32可以增大光声重合区,提高光的利用率,且声光导管中光学组件只有梯度折射率透镜与第一反射器31和第二反射器32,结构简单,提高导管的光耦合率,既实现了光声共轴的目的,同时避免复杂的光学组件降低导管中光的传输效率的缺点,而且,其光声重合区比准光声共轴设计导管的更大,更充分地利用光的能量。模拟结果也证明,该光声共轴内窥装置的设计可以实现光声共轴的目的,也避免了因复杂的光学组件降低导管中光的传输效率的缺点,具体应用中,声光导管的整体尺寸可以缩小,以适用于血管内或更小腔道的介入光声成像,而且,不仅限一根光纤41与两个反射镜,可以设置多根光纤41对应多个反射镜,也可避免超声换能器对光路的阻碍、实现光声共轴的目的。具体应用中,可以利用其它光学元件替代反射器,避免超声换能器对光路的阻碍,实现光声共轴的目的。

[0051] 图4为本实施例中一种光声共轴内窥装置的光路仿真图。当直径为 $105\mu\text{m}$ 的光源经过直径为 $500\mu\text{m}$ 且长度为 2.6mm 的梯度折射率透镜(折射透镜33)后,聚焦的光路一半照射在第一反射器31上反射形成光束901,另一半照射在第二反射器32上反射形成光束902。此处的第一反射器31距离梯度折射率透镜距离为 $200\mu\text{m}$,第一反射器31直角边的尺寸为 $450\mu\text{m} \times 450\mu\text{m}$ 。第一反射器31的反射面与水平面的角度为 47.45° ,第二反射器32的反射面与水平面的角度为 42.55° ,两者互为余角。这样的设计使得两束光相交的区域与超声换能器的中心处于同一轴线,实现光声共轴的目的,第一反射器31和第二反射器32所反射的两束光的聚焦区域最小重合截面(即光斑相交面)距离超声换能器 3.09mm 。图5为光斑相交面的仿真图,方图为 $200\mu\text{m} \times 200\mu\text{m}$ 的视场。此时两反射器的发射光聚焦区域重合一起,该光斑为半圆形,最大边长约为 $33\mu\text{m}$ 。

[0052] 图6中,方框内的有色区域为传统光声准共轴内窥导管的光声重合区,将该重合区面积作为1个任意单位。反射器的反射面与水平线的角度为 50° 。

[0053] 图7中,方框内的有色区域为本实施例中光声共轴内窥装置的光声重合区,该重合

区面积与图6相比,为2.8个任意单位。所以在图6和附图7两者对比下,可以验证本实施例中光声共轴内窥装置的光声重合区比准光声共轴设计导管的更大,有效地提高光能的利用率。

[0054] 本实用新型实施例还提供了一种光声共轴内窥系统,包括上述的一种光声共轴内窥装置,还包括:

[0055] 作为脉冲信号主触发源的电脑与数据采集卡、

[0056] 用于接收脉冲信号并发出同步信号的单片机、

[0057] 用于接收同步信号并发出延时信号至超声收发仪的激光器与驱动器,

[0058] 所述数据采集卡连接于所述电脑与所述单片机,所述单片机连接于所述激光器、驱动器和所述超声收发仪,所述激光器连接有光学组件和光电滑环,光电滑环连接于光纤41的后端,光纤41的前端伸入管体1内,所述光电滑环还分别连接于所述驱动器和所述超声收发仪,所述超声收发仪还连接于所述数据采集卡和超声部件。

[0059] 本实用新型实施例还提供了一种光声共轴内窥系统的控制方法,采用上述的一种光声共轴内窥系统,包括以下步骤:

[0060] 电脑与数据采集卡产生脉冲信号;

[0061] 单片机捕捉所述脉冲信号后发出同步信号至激光器与驱动器,并发出延时信号至超声收发仪;

[0062] 激光器接收同步信号后触发时并出射脉冲激光,脉冲激光经光学组件耦合进光电滑环中,并通过光纤41传导至光声导管10,最后激发于组织处;

[0063] 所述激光器被触发的同时,所述驱动器被触发并带动光电滑环与光声导管 10 旋转和回拉;

[0064] 所述超声收发仪接收延时信号后延时触发,所述超声收发仪发出电信号使光声导管10中超声部件2发出机械波;

[0065] 超声部件2接收组织因光声效应产生的光声信号,同时也接收自发的超声信号,最后将信号传至数据采集卡并由电脑做后期图像处理,实现组织的光声/ 超声双模态成像。

[0066] 本实用新型实施例所提供的一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统,光声共轴内窥装置、内窥系统利用光纤41传导脉冲激光,光纤41结合金属匹配管(第一匹配管11)与梯度折射率透镜达到尺寸匹配的目的,再利用塑料匹配管(第二匹配管12)将三者固定,并装配于金属外管(金属管)内。管体1 作为保护管,保护管的作用是防止光声导管10(内窥导管)成像过程中被污染,同时保护管中填充超声耦合介质。此处光声导管10中梯度折射率透镜的应用提高了准直效率,改善成像中消色差效果。激光经梯度折射率透镜聚焦后,一半的光照射在第一反射器31的反射面,另一半的光照射在第二反射器32的反射面。第一反射器31、第二反射器32与水平面的角度互为余角,实现了两路光束于同一空间区域聚焦的目的。超声换能器放置于第一反射器31、第二反射器 32 的中间,接收从组织返回的光声信号,这样既实现了光声共轴、增大光声重合区的特点,又避免了激光因传统透光反声的光学元件组而耦合效率低的缺点,有利于提高系统的信噪比。系统工作时,电脑与数据采集卡作为信号主触发源,当脉冲信号被单片机捕捉后,单片机发出同步信号至激光器与驱动器,并发出延时信号至超声收发仪,时序图如图3。当脉冲激光器被触发时,出射脉冲激光,激光经光学组件耦合进光电滑环中,并通过光纤41传导至光声导管10,最后激发于组织处。激光器被

触发的同时,驱动器也被触发,并带动光电滑环与光声导管10旋转和回拉。而超声收发仪被延时触发后,自主发出电信号使导管中超声换能器发出机械波。此过程,超声换能器需要接收组织因光声效应产生的光声信号,同时也接收自发反射的超声信号,最后将光声信号和超声信号传至数据采集卡并由电脑做后期图像处理,由电脑输出光声/超声双模态成像,实现组织的光声/超声双模态成像,成像效果佳。

[0067] 以上所述仅为本实用新型的较佳实施例而已,并不用以限制本实用新型,凡在本实用新型的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换或改进等,均应包含在本实用新型的保护范围之内。

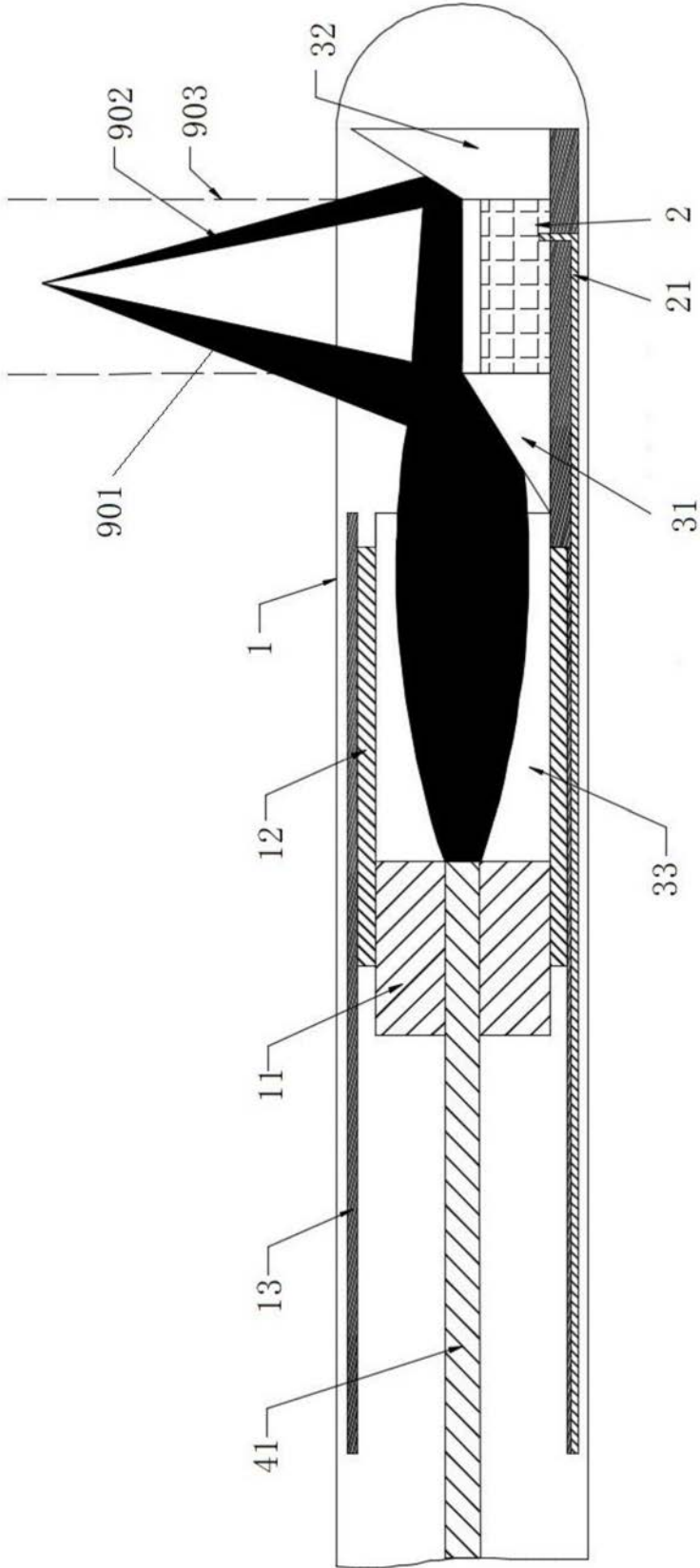


图1

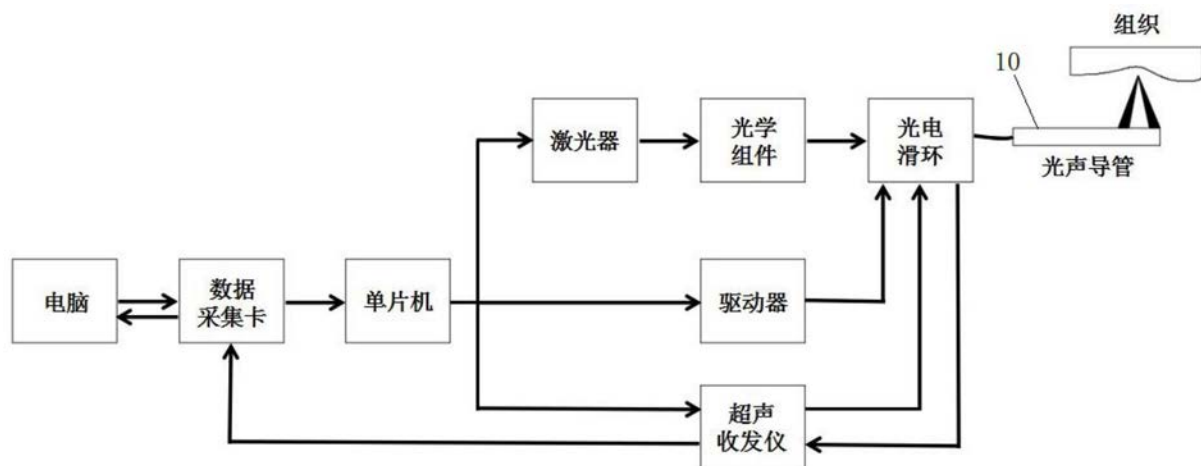


图2

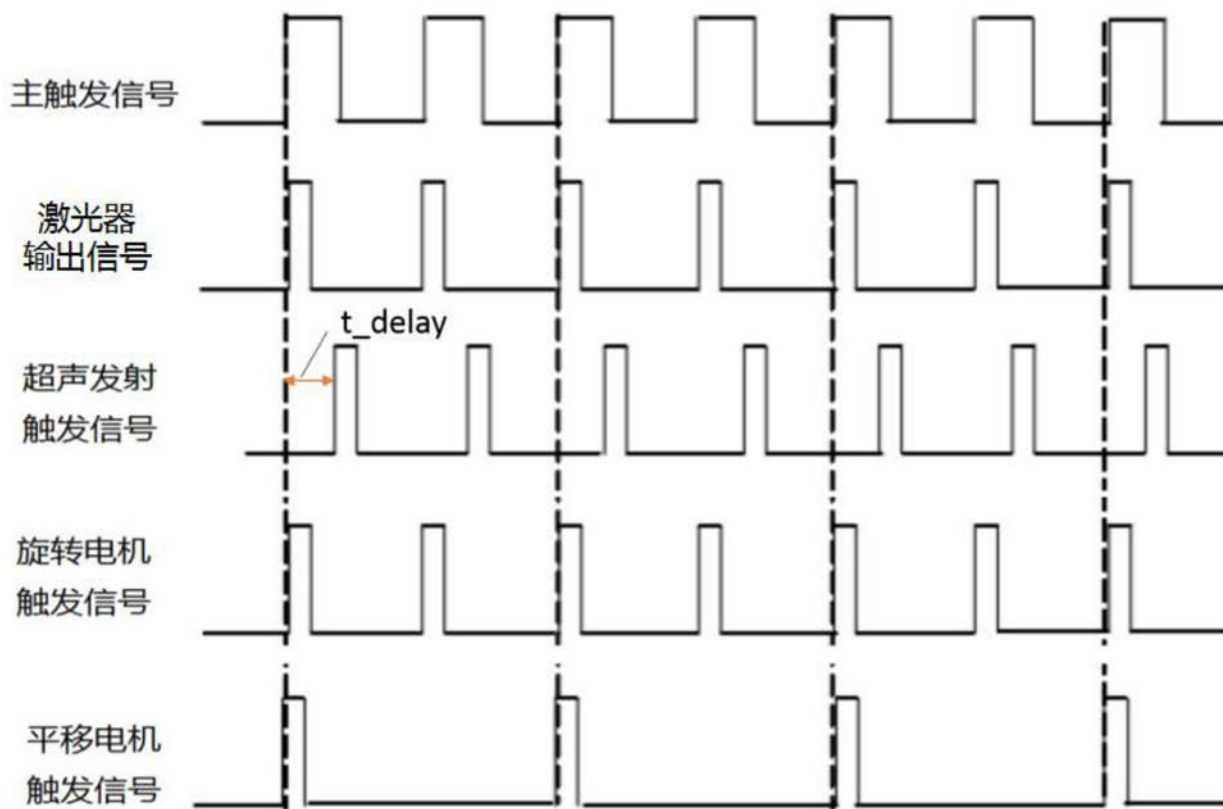


图3

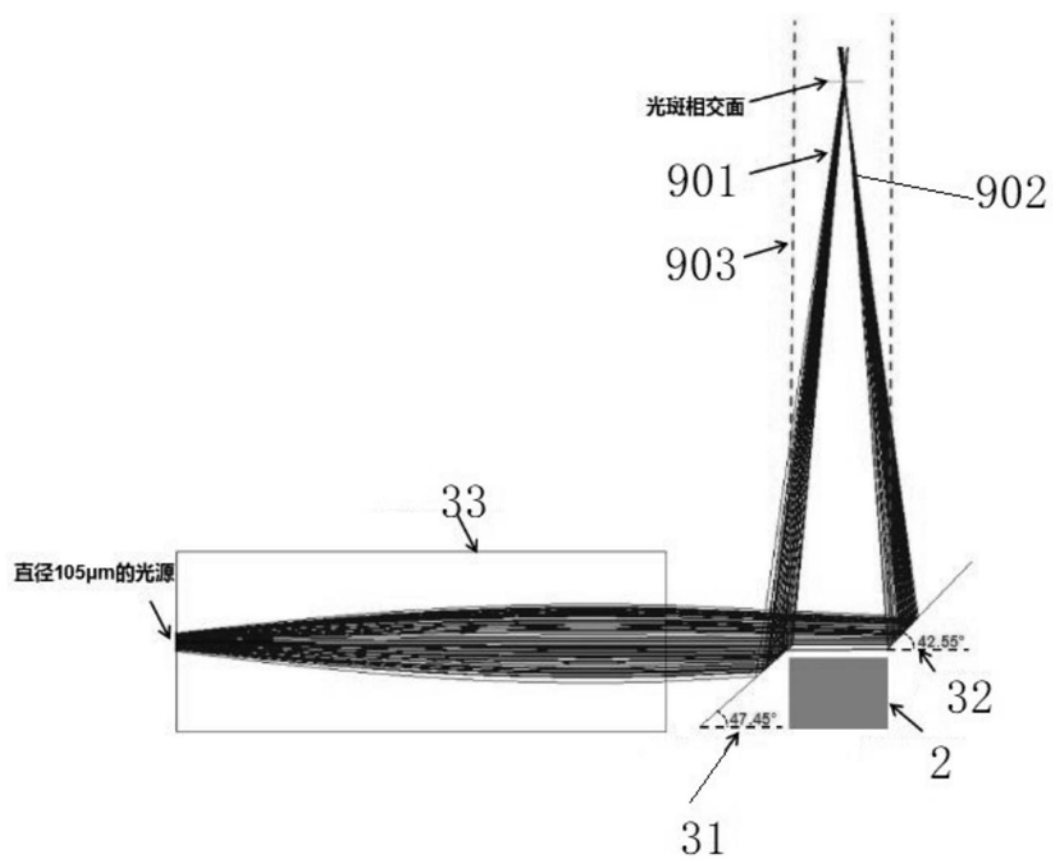
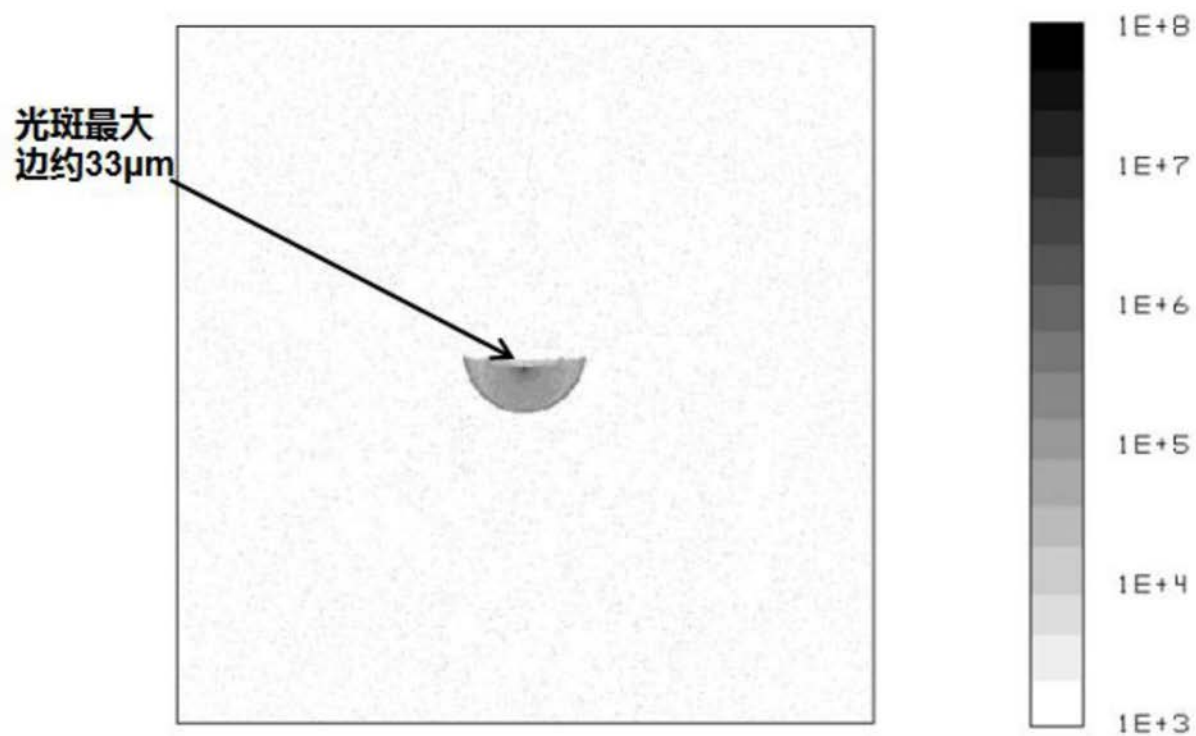


图4



DETECTOR IMAGE: INCOHERENT IRRADIANCE

GRIN CYLINDER AND PRISM
FRI OCT 12 2018
DETECTOR 4, NSCG SURFACE 1:
SIZE 0.200 W X 0.200 H MILLIMETERS, PIXELS 512 W X 512 H, TOTAL HITS = 68653
PEAK IRRADIANCE : 1.0962E+007 WATTS/CM²
TOTAL POWER : 6.8653E-001 WATTS

图5

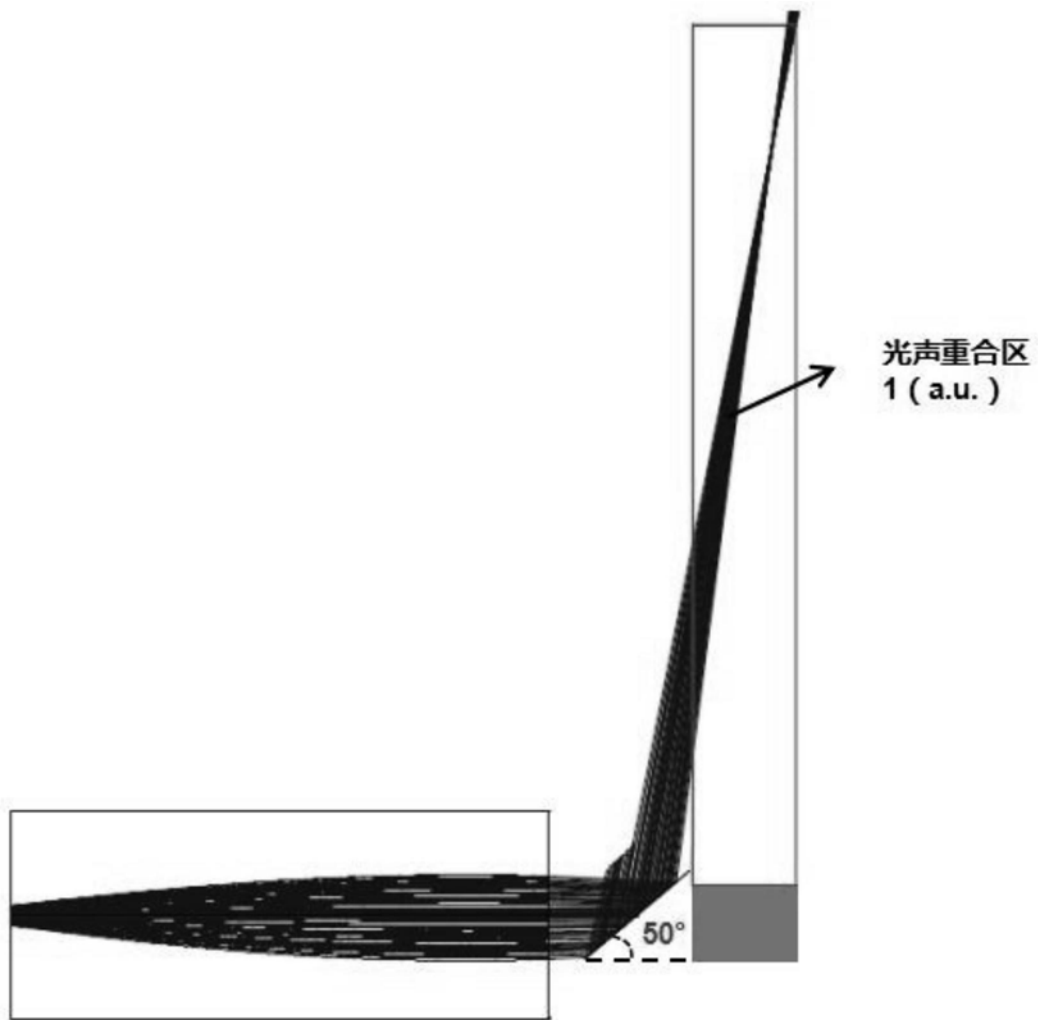


图6

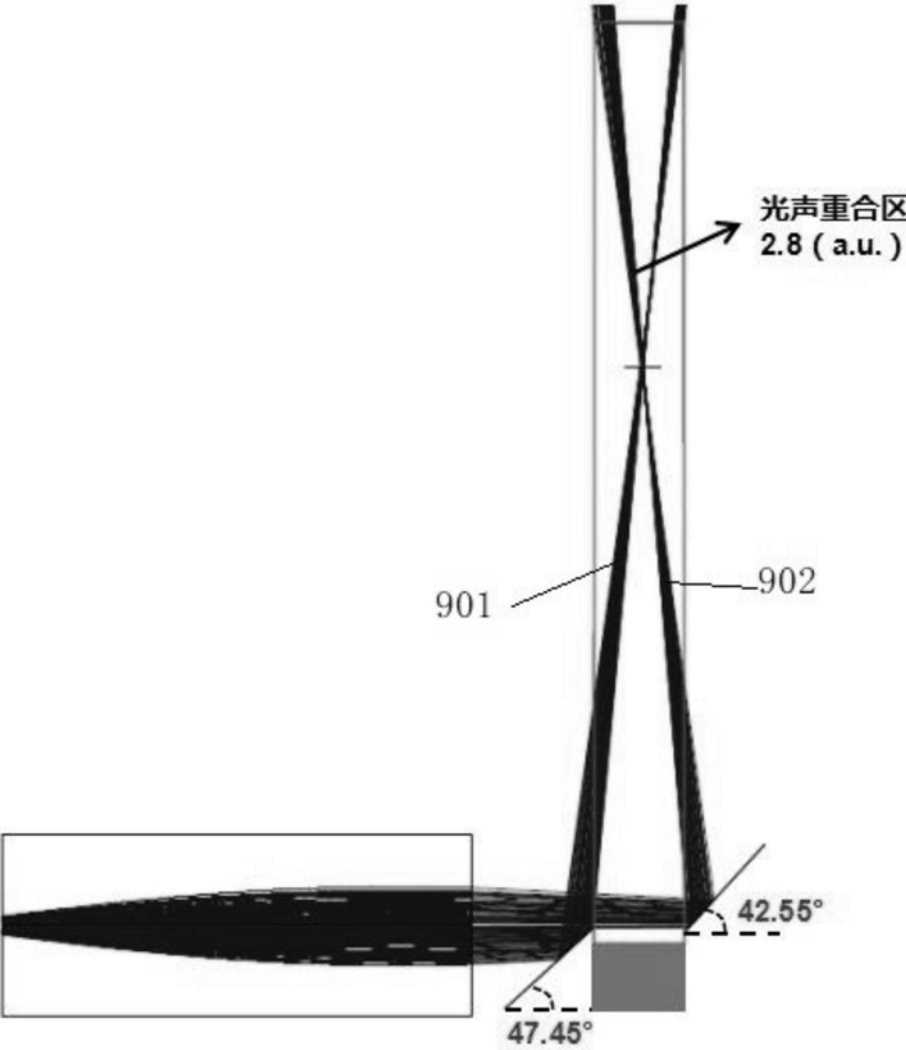


图7

专利名称(译)	一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统		
公开(公告)号	CN209712872U	公开(公告)日	2019-12-03
申请号	CN201822126601.3	申请日	2018-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	王柏权 龚小竞 林日强 张建辉 陈宁波 舒承有		
发明人	王柏权 龚小竞 林日强 张建辉 陈宁波 舒承有		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12 A61B1/00 A61B1/07		
代理人(译)	邵萌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型适用于生物医学影像设备技术领域，公开了一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统。光声共轴内窥装置包括使组织产生光声效应的光声导管，所述光声导管包括管体、用于产生照射光或引导照射光的照射光提供部件、用于发射超声波并可接收超声波以及光声信号的超声部件，所述照射光提供部件设置于或伸入于所述管体内，所述超声部件设置于所述管体；所述光声导管还包括用于将照射光分别反射或折射后聚焦至所述超声部件中轴线的镜组，所述镜组设置的外侧。光声共轴内窥系统包括上述内窥装置。本实用新型所提供的一种光声共轴内窥装置和光声共轴内窥系统，其光声共轴、光声重合区大、成像效果佳。

