



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171660 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811174220.0

(22)申请日 2018.10.09

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽大
学城学苑大道1068号

(72)发明人 刘成波 白园园 宋亮 杜学敏

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 逯恒

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

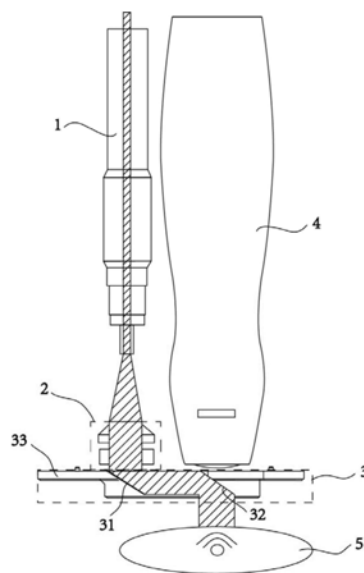
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

光声成像探头及应用

(57)摘要

本发明提供了一种光声成像探头及应用,涉及光声成像技术领域。该光声成像探头包括光纤、光束整形模块、光反射模块和超声探头,其中,光反射模块包括第一反射面和第二反射面,第二反射面为反射薄膜,是采用特定的聚二甲基硅氧烷材料作为基体层,并复合基体层表面的反射膜层共同构成高光反射率高超声透射率的平面,这一设计可有效降低减少超声损耗,获得更高信噪比的光声图像,改善了传统明场照明设计中采用PMMA耦合模块容易造成超声损耗较大、图像信噪比较低的技术问题。本发明还提供了上述光声成像探头在光声成像中的应用。



1. 一种光声成像探头,其特征在於,包括光纤、光束整形模块、光反射模块和超声探头,所述光纤和光束整形模块位於所述超声探头的一侧并均与超声探头平行,所述光反射模块位於所述超声探头靠近待测对象的一侧;

所述光反射模块包括第一反射面和第二反射面,所述第一反射面位於所述光束整形模块出光方向的一侧,所述第二反射面位於所述超声探头探测方向的一侧,所述第二反射面为反射薄膜,包括基体层和设置在基体层表面的反射膜层,所述基体层由聚二甲基硅氧烷材料制成;

从所述光纤出射的光依次经过所述光束整形模块、光反射模块照射于待测对象上,激发出光声信号,光声信号传输进入所述光反射模块,所述超声探头接收光声信号。

2. 根据权利要求1所述的光声成像探头,其特征在於,所述第一反射面和第二反射面平行且间隔设置;

所述第一反射面的斜面与第二反射面的斜面均与待测对象的表面呈 45° 角。

3. 根据权利要求1所述的光声成像探头,其特征在於,所述光纤的中心与所述第一反射面的中心线对齐,所述超声探头的中心线与所述第二反射面的中心线对齐;

所述第一反射面和第二反射面之间的水平间距与所述光纤的中心到所述超声探头的中心线的水平间距相等。

4. 根据权利要求1-3任意一项所述的光声成像探头,其特征在於,所述反射膜层为银膜层,所述银膜层镀在所述基体层的表面。

5. 根据权利要求1-3任意一项所述的光声成像探头,其特征在於,所述光反射模块包括框架,所述第一反射面和第二反射面均固定于所述框架上。

6. 根据权利要求1-3任意一项所述的光声成像探头,其特征在於,所述第一反射面为反射镜片。

7. 根据权利要求1-3任意一项所述的光声成像探头,其特征在於,所述光纤为单根多模光纤。

8. 根据权利要求1-3任意一项所述的光声成像探头,其特征在於,所述光束整形模块包括平凹透镜和平凸透镜,所述平凹透镜和平凸透镜间隔设置,且所述平凹透镜的主光轴和所述平凸透镜的主光轴呈 90° 角。

9. 根据权利要求1-3任意一项所述的光声成像探头,其特征在於,所述光纤出射的光经过所述光束整形模块后,形成矩形光斑。

10. 权利要求1-9任意一项所述的光声成像探头在光声成像中的应用。

光声成像探头及应用

技术领域

[0001] 本发明涉及光声成像技术领域,尤其是涉及一种光声成像探头及应用。

背景技术

[0002] 基于超声成像和光学成像技术的融合,近年来迅速发展起来的一种新兴成像技术—光声成像,正在给医学成像领域带来一场技术革新。光声成像通过探测组织吸收脉冲激光后产生的超声(光声)信号成像,兼具光学与超声成像的优点:不仅有很高的光学成像对比度和灵敏度,而且具备独特的可跨越分子、组织、器官多个尺度的高分辨成像能力。光声成像技术已被证明适用于引导前哨淋巴结活检、肝癌、乳腺癌等癌症早期检测、肿瘤分级及边缘检测、血管内易损斑块探测等一系列生物医学应用。

[0003] 目前手持式光声系统一般是在现有超声成像设备的手持式探头基础上直接进行激发光耦合,进行手持式实时光声断面成像,同时实现光声图像与超声图像的实时融合。该方案的优点在于能够充分利用手持式超声探头的易操纵性,相比于传统光声成像方法,这种设计更有利于光声技术的临床转化。然而这一设计的主要难点在于,在不显著增加超声探头尺寸的情况下,如何将激发光简洁高效地传递到目标组织部位,得到高质量的光声图像。当前,基于手持式超声探头阵列的光声成像系统中,根据激发光与超声探头的耦合方式的不同,主要有以下两种设计方案:

[0004] 第一种设计可称之为暗场照明设计,具体如图1所示。光源出射的光耦合进入光纤束10中,光纤束10的另一端分叉成两部分之后分别固定到超声探头4的两侧,激发光从两侧斜入射到待测对象5上,在超声探头4的正下方的特定深度汇聚。但该暗场照明设计的缺点在于,光的照射区域与超声探头4的探测区域重合得不够充分,即超声探头4检测到的信号主要是光在组织内发生聚焦的区域的信号,而在其他探测区域(近场及远场区域)光的能量太弱而难以激发出较强的光声信号。暗场照明设计中光的利用率比较低,所获得的光声信号的信噪比较弱。

[0005] 为提高光的利用率,故出现第二种设计方案,可称为明场照明设计,具体如图2所示。激光发射的光耦合进入光纤1中,从光纤1出射的光经过透镜组20入射到聚甲基丙烯酸甲酯(简称PMMA)耦合模块30中,最后入射到待测组织内部,待测组织中产生的光声信号再透过PMMA耦合模块30,被超声探头4探测。尽管该明场照明的设计在光利用率上有所提高,进而光声图像的信噪比得到了一定的提升,但依然存在以下缺点:从光纤1出射的光,在透镜组20和PMMA耦合模块30之后,光能量会有较大的损失,使其难以得到高信噪比的光声图像;待测组织中产生的光声信号要经过PMMA耦合模块30后才能被超声探头4探测,经验证,信号损失达到55%,这对最后的图像信噪比影响非常大。

[0006] 有鉴于此,特提出本发明以解决上述技术问题中的至少一个。

发明内容

[0007] 本发明的第一目的在于提供一种光声成像探头,通过采用高光反射率高超声透射

率的反射薄膜作为光反射模块的第二反射面,能够有效减少超声损耗,获得更高信噪比的光声图像。

[0008] 本发明的第二目的在于提供一种光声成像探头的在光学成像中的应用。

[0009] 为解决上述技术问题,本发明特采用如下技术方案:

[0010] 本发明提供了一种光声成像探头,包括光纤、光束整形模块、光反射模块和超声探头,所述光纤和光束整形模块位于所述超声探头的一侧并均与超声探头平行,所述光反射模块位于所述超声探头靠近待测对象的一侧;

[0011] 所述光反射模块包括第一反射面和第二反射面,所述第一反射面位于所述光束整形模块出光方向的一侧,所述第二反射面位于所述超声探头探测方向的一侧,所述第二反射面为反射薄膜,包括基体层和设置在基体层表面的反射膜层,所述基体层由聚二甲基硅氧烷材料制成;

[0012] 从所述光纤出射的光依次经过所述光束整形模块、光反射模块照射于待测对象上,激发出光声信号,光声信号传输进入所述光反射模块,所述超声探头接收光声信号。

[0013] 进一步的,所述第一反射面和第二反射面平行且间隔设置;

[0014] 所述第一反射面的斜面与第二反射面的斜面均与待测对象表面呈 45° 角。

[0015] 进一步的,所述光纤的中心与所述第一反射面的中心线对齐,所述超声探头的中心线与所述第二反射面的中心线对齐;

[0016] 所述第一反射面和第二反射面之间的水平间距与所述光纤的中心到所述超声探头的中心线的水平间距相等。

[0017] 进一步的,所述反射膜层为银膜层,所述银膜层镀在所述基体层的表面。

[0018] 进一步的,所述光反射模块包括框架,所述第一反射面和第二反射面均固定于所述框架上。

[0019] 进一步的,所述第一反射面为反射镜片。

[0020] 进一步的,所述光纤为单根多模光纤。

[0021] 进一步的,所述光束整形模块包括平凹透镜和平凸透镜,所述平凹透镜和平凸透镜间隔设置,且所述平凹透镜的主光轴和所述平凸透镜的主光轴呈 90° 角。

[0022] 进一步的,所述光纤出射的光经过所述光束整形模块后,形成矩形光斑。

[0023] 本发明还提供了一种光声成像探头在光声成像中的应用。

[0024] 与现有技术相比,本发明提供的光声成像探头具有如下有益效果:

[0025] (1) 本发明提供的光声成像探头,包括光纤、光束整形模块、光反射模块和超声探头,其中,光反射模块包括第一反射面和第二反射面,第二反射面为反射薄膜,是采用特定的聚二甲基硅氧烷材料作为基体层,并复合基体层表面的反射膜层共同构成高光反射率高超声透射率的平面,这一设计可有效减少超声损耗,获得更高信噪比的光声图像,改善了传统明场照明设计中采用PMMA耦合模块容易造成超声损耗较大、图像信噪比较低的技术问题。

[0026] (2) 经实验验证,采用PMMA耦合模块的手持式光声成像探头的超声损耗率为55%左右,而采用本发明提供的光声成像探头的超声损耗率可减小到20%,图像信噪比相对采用PMMA耦合模块的手持式光声成像探头提高了10dB。

[0027] (3) 鉴于本发明提供的光声成像探头所具有的优势,使得其能够有效的进行生物

组织结构和功能成像,为研究生物组织的形态结构、生理特征、病理特征、代谢功能等提供了重要的手段,特别适合于癌症的早期检测和治疗监控,在光声成像领域尤其是医学成像领域具有广泛的应用前景。

附图说明

[0028] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,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相关的附图。

[0029] 图1为现有技术第一种设计的结构示意图;

[0030] 图2为现有技术第二种设计的结构示意图;

[0031] 图3为本发明提供的一种光声成像探头的结构示意图;

[0032] 图4为本发明提供的光反射模块的俯视图;

[0033] 图5为本发明提供的光反射模块的仰视图;

[0034] 图6为本发明提供的光反射模块的截面示意图;

[0035] 图7为本发明提供的第二反射面的截面示意图。

[0036] 附图标记:

[0037] 1-光纤;2-光束整形模块;3-光反射模块;4-超声探头;5-待测对象;10-光纤束;20-透镜组;30-PMMA耦合模块;31-第一反射面;32-第二反射面;33-框架;321-基体层;322-反射膜层。

具体实施方式

[0038] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0039] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“上”、“下”、“中间”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0040] 根据本发明的一个方面,提供了一种光声成像探头,具体如图3-7所示。该光声成像探头,包括光纤1、光束整形模块2、光反射模块3和超声探头4,光纤1和光束整形模块2位于超声探头4的一侧并与超声探头4平行,光反射模块3位于超声探头4靠近待测对象5的一侧。其中,图3中的剖面线为光线部分。

[0041] 光反射模块3包括第一反射面31和第二反射面32,第一反射面31位于光束整形模块2出光方向的一侧,第二反射面32位于超声探头4探测方向的一侧以保证第二反射面32的中线与超声探头4的中线共轴共面,第二反射面32为一反射薄膜,包括基体层321和设置在基体层321表面的反射膜层322,具体如图7所示。基体层321由聚二甲基硅氧烷(polydimethyl siloxane,PDMS)材料制成。

[0042] 从光纤1出射的光依次沿着超声探头4一侧、与待测对象5表面垂直的方向,经过光束整形模块2聚焦后成为特定形状的光斑,进入到光反射模块3。进入到光反射模块3内的光经过第一反射面31的全反射,沿着与待测对象5表面平行的方向传播到位于超声探头4探测方向上的第二反射面32上,光经过第二反射面32的全反射,垂直照射到超声探头4正下方的待测对象5的超声探头4检测区域,激发出光声信号,光声信号经待测对象5的超声探头4检测区域传输进入光反射模块3,超声探头4接收光声信号。

[0043] 需要说明的是,光纤1、光束整形模块2、光反射模块3和超声探头4之间存在相对位置关系。光束整形模块2位于光纤1的出光方向上,光纤1和光束整形模块2均位于超声探头4的一侧并与超声探头4的中线(或者探测方向)平行。光反射模块3位于超声探头4靠近待测对象5的一侧(或超声探头4的探测方向上)。

[0044] 当该光声成像探头与待测对象5的放置方式如图3所示时,此时光束整形模块2位于光纤1的下方,光反射模块3位于超声探头4的下方并靠近待测对象5的一侧。进一步而言,第一反射面31位于光束整形模块2的下方,第二反射面32位于超声探头4的下方。

[0045] 为保证光信号与超声信号达到共轴共面,从而达到较好的检测效果,优选地,第一反射面31位于光束整形模块2的正下方,第二反射面32位于超声探头4的正下方。

[0046] 具体的,光源发出的激发光耦合于光纤1中。激发光可由纳秒脉冲激光器发射得到。由于纳秒脉冲激光器具有光声转换效率高、光束质量高的优点,因此通常作为光声成像研究中产生信号的激励源。

[0047] 光纤1为单根多模光纤,用于实现光的传导。

[0048] 光束整形模块2位于光纤1出射光的方向,光束整形模块2的作用是通过调整光束形状来满足特定应用的需求,即光纤1出射的光进入到光束整形模块2内,经光束整形模块2调整聚焦后可成为特定形状的光斑。

[0049] 本实施例中的光束整形模块2,包括平凹透镜和平凸透镜。光线先经过平凸透镜,后经过平凹透镜。平凹透镜和平凸透镜之间有一定的间距,且平凹透镜的主光轴和平凸透镜的主光轴呈 90° 角。

[0050] 光反射模块3包括第一反射面31和第二反射面32,光经过第一反射面31和第二反射面32的全反射进入到待测对象5内,激发出光声信号,光声信号再经过第二反射面32,由超声探头4接收。光反射模块3主要是实现了光对待测对象5光声信号的激发。

[0051] 本实施例中,光反射模块3的第一反射面31为反射镜片。

[0052] 光反射模块3中的第二反射面32为反射薄膜,第二反射面32采用基体层321和反射膜层322复合而成。其中,基体层321采用聚二甲基硅氧烷材料制成。聚二甲基硅氧烷为高分子有机硅化合物,具有光学透明的特性。以聚二甲基硅氧烷为原料经特殊工艺制备而成的PDMS薄膜属于一种高分子弹性聚合物薄膜。该PDMS薄膜具有永久弹性、低杨氏模量、优异的气体透过性、化学稳定性、热稳定性、低温柔韧性($-60\sim 200^\circ\text{C}$ 保持优异性能)、全透明性、生物相容性等特性。聚二甲基硅氧烷材料所形成的基体层321相较于PMMA耦合模块具有更少的超声损耗。

[0053] 在基体层321表面设置反射膜层322,可进一步提高第二反射面32的反射率。在本实施例中,反射膜层322为银膜层,银膜层镀在基体层321的表面。银膜层的镀膜工艺采用本领域常规的镀膜工艺即可。

[0054] 基体层321和反射膜层322的厚度对于光的反射以及透过有一定的影响。在本实施例中,基体层321的厚度为十几或几十微米,典型但非限制性的厚度例如为10 μm 、20 μm 、30 μm 、40 μm 、50 μm 、60 μm 、70 μm 或80 μm ;

[0055] 反射膜层322的厚度为十几或几十纳米,典型但非限制性的厚度例如为10nm、20nm、30nm、40nm、50nm、60nm、70nm或80nm。

[0056] 与传统明场照明设计中采用的PMMA耦合模块不同,本实施例将聚二甲基硅氧烷材料制作而成的基体层321,通过复合设置在基体层321表面的反射膜层322共同构成高光反射率高超声透射率的平面,该平面可有效减少超声损耗,获得更高信噪比的光声图像,从而改善了传统明场照明设计中采用PMMA耦合模块容易造成超声损耗较大、图像信噪比较低的技术问题。

[0057] 经过实验验证,与采用PMMA耦合模块的手持式光声成像探头相比,本发明提供的光声成像探头超声损耗率由55%减小到20%,图像信噪比提高了10dB。

[0058] 与暗场照明设计相比,本实施例应用明场照明的方式,光的照射区域与超声探头4的探测区域可完全重合,可实现无探测盲区。且光的利用率更高,实现信噪比的大幅提高。

[0059] 对于第一反射面31和第二反射面32的位置关系也是有特定要求的。在本实施例中,第一反射面31和第二反射面32处于同一水平面上,平行且呈一定间距设置。

[0060] 第一反射面31的斜面倾斜角与第二反射面32的斜面倾斜角相同,均与待测对象5表面呈45°角。45°角的设置是为了保证光线平行于待测对象5表面或者垂直于待测对象5表面传播。

[0061] 第一反射面31和第二反射面32之间的水平间距与光纤1和超声探头4中心轴的水平间距有关。一般而言,若光纤1和超声探头4中心轴的水平间距较大,则第一反射面31和第二反射面32之间的水平间距也较大。在本实施例中,第一反射面31和第二反射面32之间的水平间距与光纤1和超声探头4中心轴的水平间距相等。

[0062] 除了第一反射面31和第二反射面32之外,本实施例中,光反射模块3包括框架33。第一反射面31和第二反射面32均固定于框架33上。

[0063] 对于框架33的材质不作特殊限定,采用本领域常规材料即可。在本实施例中,框架33的材质选用塑料框架。

[0064] 对于框架33的具体形状不作特殊限定,只要能满足第一反射面31和第二反射面32相对平行且间隔设置即可。

[0065] 在本实施例中,框架33呈类似“口”字形结构,第一反射面31和第二反射面32分别相对设置在框架33的两侧。

[0066] 为了实现框架33的固定,框架33上还设有若干个安装部。安装部可以是本技术领域的常规结构,例如,吊耳等。

[0067] 根据本发明的另一方面,本发明还提供了上述光声成像探头在光声成像中的应用。

[0068] 鉴于上述光声成像探头所具有的优势,使得其能够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、生理特征、病理特征、代谢功能等提供了重要的手段,特别适合于癌症的早期检测和治疗监控,在光声成像领域尤其是医学成像领域具有广泛的应用前景。

[0069] 最后应说明的是：以上各实施方式仅用以说明本发明的技术方案，而非对其限制；尽管参照前述各实施方式对本发明进行了详细的说明，本领域的普通技术人员应当理解：其依然可以对前述各实施方式所记载的技术方案进行修改，或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换；而这些修改或者替换，并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施方式技术方案的范围。

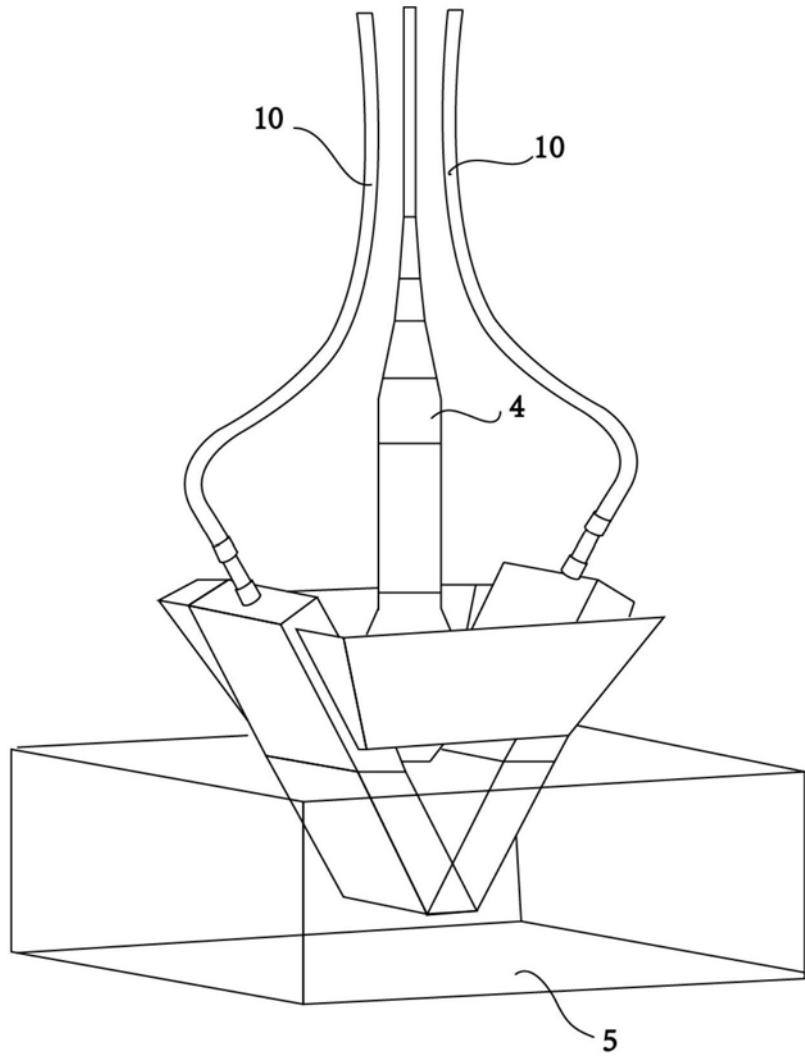


图1

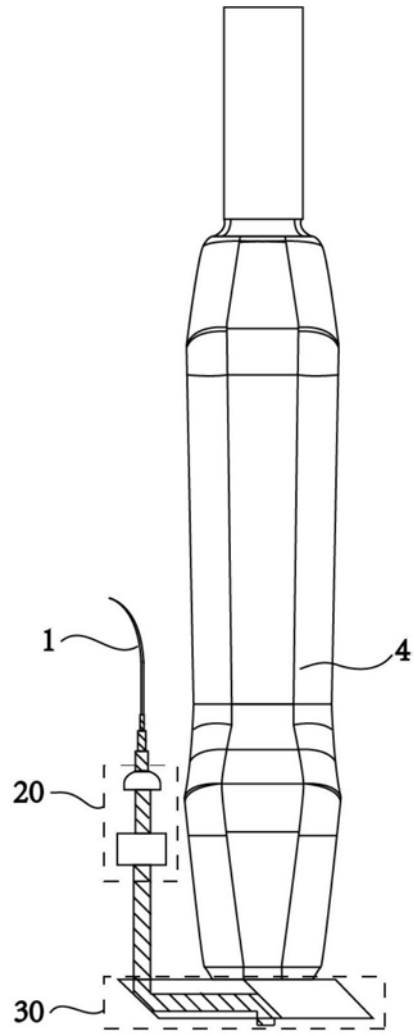


图2

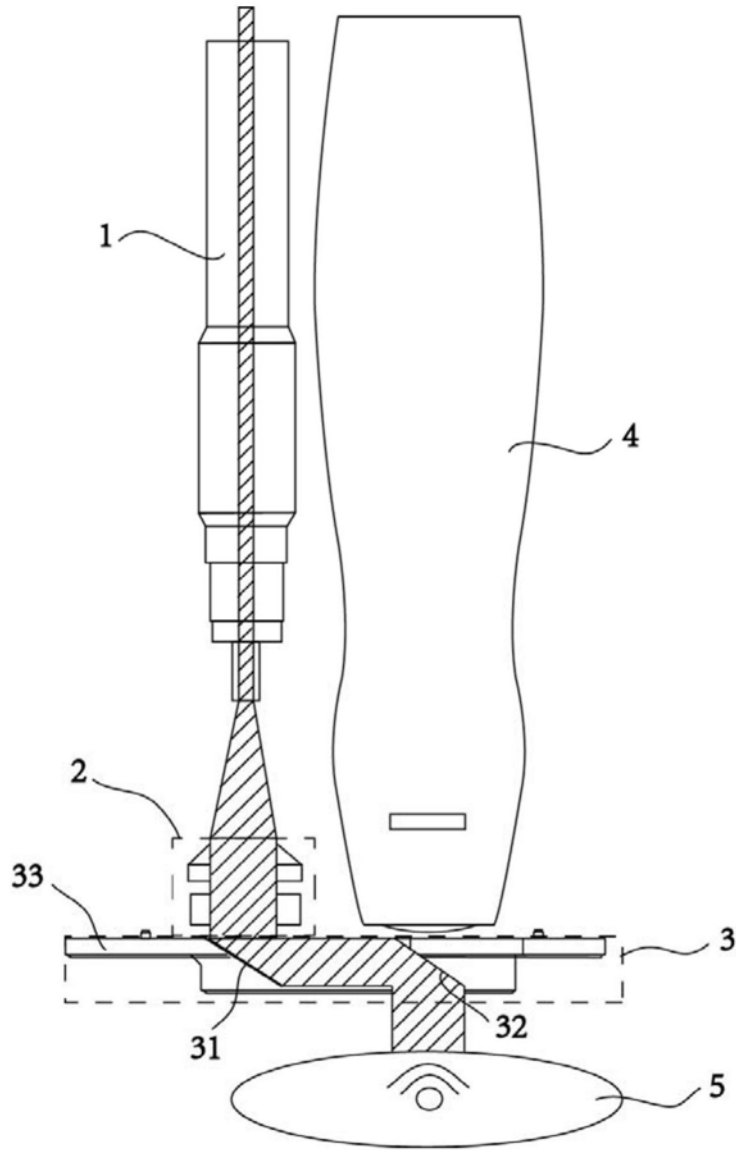


图3

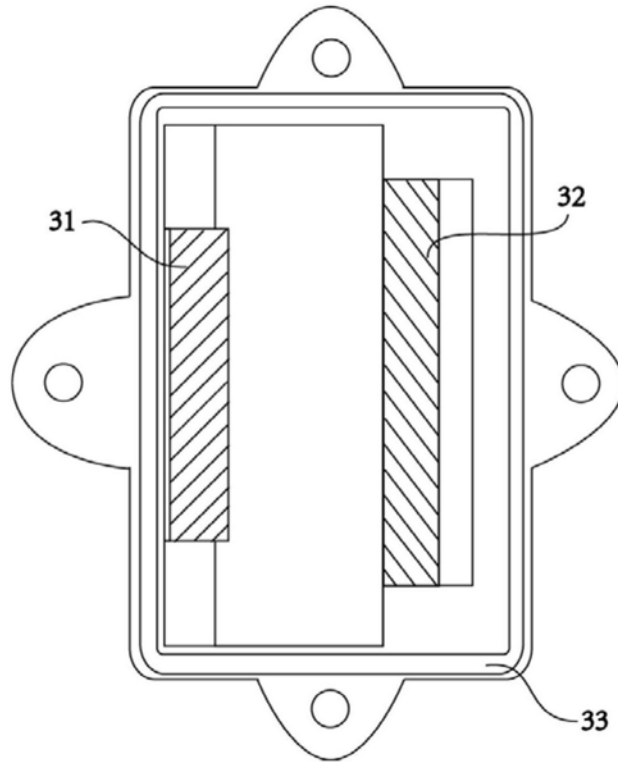


图4

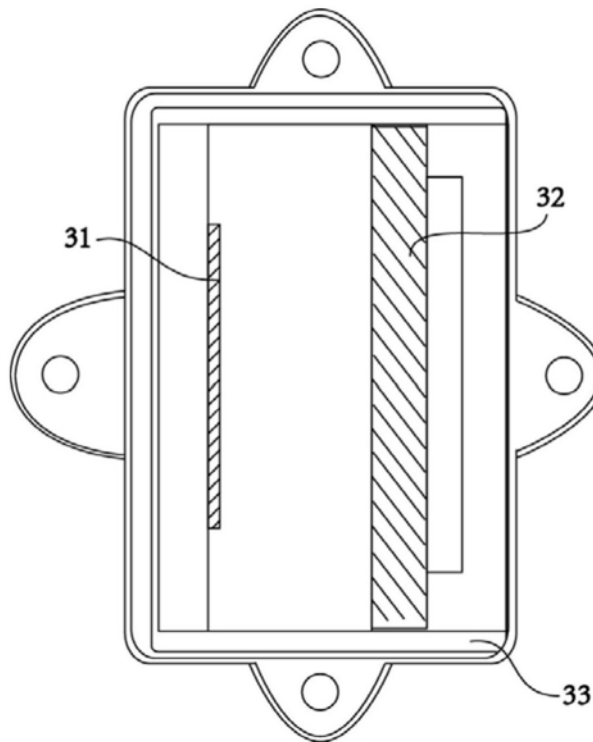


图5

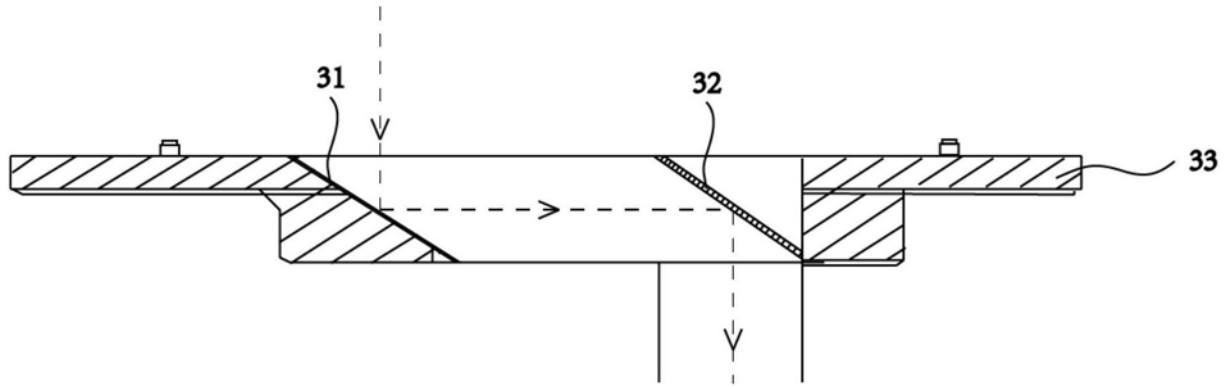


图6

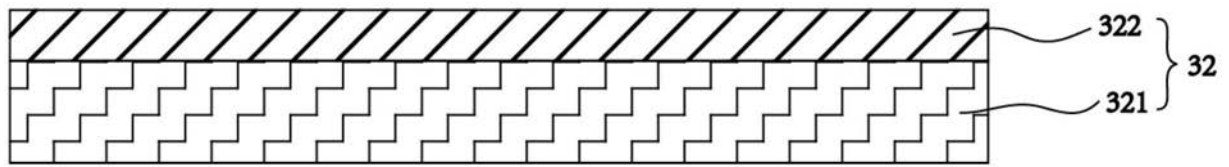


图7

专利名称(译)	光声成像探头及应用		
公开(公告)号	CN109171660A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201811174220.0	申请日	2018-10-09
[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	刘成波 白园园 宋亮 杜学敏		
发明人	刘成波 白园园 宋亮 杜学敏		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/4416 A61B8/4444		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种光声成像探头及应用，涉及光声成像技术领域。该光声成像探头包括光纤、光束整形模块、光反射模块和超声探头，其中，光反射模块包括第一反射面和第二反射面，第二反射面为反射薄膜，是采用特定的聚二甲基硅氧烷材料作为基体层，并复合基体层表面的反射膜层共同构成高光反射率高超声透射率的平面，这一设计可有效降低减少超声损耗，获得更高信噪比的光声图像，改善了传统明场照明设计中采用PMMA耦合模块容易造成超声损耗较大、图像信噪比较低的技术问题。本发明还提供了上述光声成像探头在光声成像中的应用。

