



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110811496 A

(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201911036320.1

(22)申请日 2019.10.29

(71)申请人 四川知周光声医疗科技有限公司

地址 610000 四川省成都市高新区科园南路1号3栋1301号

(72)发明人 陈炳章

(74)专利代理机构 成都熠邦鼎立专利代理有限公司 51263

代理人 田甜

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

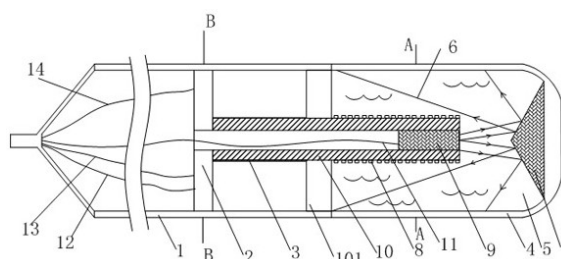
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

### (54)发明名称

一种光声内窥镜探头及系统

### (57)摘要

本发明公开了一种光声内窥镜探头及系统，该探头包括一端开口且用于透射激光能量和超声波信号的外筒和置于外筒中两端均开口的内筒，所述外筒的筒底设置有反射镜，所述内筒靠近反射镜的一端内设置有自聚焦透镜且该端外设置有pMUT阵列，所述内筒与外筒之间填充有耦合液。采用内筒、外筒、自聚焦透镜、反射镜的结构，内筒外壁不仅有横向安装空间，也具备纵向安装空间，即可实现pMUT阵列的环向上的阵列分布和纵向上的阵列分布，大大提高其成像面积；采用该结构不仅可减小探头体积，且易于集成，便于信号引出。



1. 一种光声内窥镜探头, 其特征在于, 包括一端开口且用于透射激光能量和超声波信号的外筒和置于外筒中两端均开口的内筒(10), 所述外筒的筒底设置有反射镜(7), 所述内筒(10)靠近反射镜(7)的一端内设置有自聚焦透镜(9)且该端外设置有pMUT阵列(8), 所述内筒(10)与外筒之间填充有耦合液(5)。

2. 根据权利要求1所述的一种光声内窥镜探头, 其特征在于, 所述内筒(10)经支撑架固定在外筒内, 所述耦合液(5)置于支撑架与外筒围城的区域内。

3. 根据权利要求2所述的一种光声内窥镜探头, 其特征在于, 所述内筒(10)的一端设置有集成电路模块(2), 所述集成电路模块(2)通过引线(3)与pMUT阵列(8)信号连接。

4. 根据权利要求3所述的一种光声内窥镜探头, 其特征在于, 所述集成电路模块(2)包括用于控制pMUT阵列(8)状态的选通电路和连接在选通电路上的运算放大电路、滤波电路。

5. 根据权利要求1所述的一种光声内窥镜探头, 其特征在于, 所述反射镜(7)成锥形, 其轴线与内筒轴线重合。

6. 一种光声内窥镜系统, 包括依次连接的激光器、光纤耦合器、光纤、探头, 所述探头和激光器均通过信号采集卡与控制器连接, 其特征在于, 所述探头为权利要求1至4任一所述的探头。

## 一种光声内窥镜探头及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及温室大棚装置领域,更具体的说是涉及一种光声内窥镜探头及系统。

### 背景技术

[0002] 内窥镜技术包括纯超声内窥镜和光声内窥镜等,它们可实现对人体内的组织如血管、胃、肠进行检测,也可以实现对人体血管内的斑块等进行成像。

[0003] 华南师范大学研制了基于环形阵列探测器的光声内窥镜系统(于 2010 年发表在 Opt.Lett. 第 35 卷, 编号 13),如图1所示,该内窥镜探头同样采用光纤11将激光脉冲引导到探头中,出射光直接通过锥形反射镜15将激光反射到要成像的区域;光声信号由环形阵列传感器16来采集,这里的阵列传感器由 64 个阵元在环向上排列组成,每个阵元的信号都有一个独立的引线将信号引到探头的外部,然后经过外部的放大器和滤波器进行信号的放大和滤波处理,并对每个通道的光声信号进行采集。

[0004] 该内窥镜探头由于受到所采用的技术的限制,存在着众多缺点。第一、该内窥镜探头内部的阵列传感器只是在环向上实现了阵列分布,而在纵向上却没有,所以其成像面积受到很大的限制。第二、探头中的 64 阵元的传感器采用传统的加工技术来制作,每个阵元都是相互独立的,通过机械装配的方式组合在一起,探头尺寸较大,直径高达 30mm,无法将其应用到临床中。第三、传感器的每个阵元都采用一根引线将信号引出,采用这种方式来传输信号的缺点就是如果阵元数目较大,那么将很难实现信号的引出。

### 发明内容

[0005] 本发明为了解决上述技术问题提供一种光声内窥镜探头及系统。

[0006] 本发明通过下述技术方案实现:

一种光声内窥镜探头,包括一端开口且用于透射激光能量和超声波信号的外筒和置于外筒中两端均开口的内筒,所述外筒的筒底设置有反射镜,所述内筒靠近反射镜的一端内设置有自聚焦透镜且该端外设置有pMUT阵列,所述内筒与外筒之间填充有耦合液。设置内筒和外筒的结构,光纤信号经自聚焦透镜进入探头,自聚焦透镜对光束进行整形并与探头末端即外筒筒底的反射镜进行匹配,激光经反射后以柱面光源的形式至外筒外达到探头侧向区域。激光与组织相互作用产生的超声波回波经外筒至内筒外壁的pMUT阵列。采用上述内筒、外筒、自聚焦透镜、反射镜的结构,内筒外壁不仅有横向安装空间,也具备纵向安装空间,即可实现pMUT阵列的环向上的阵列分布和纵向上的阵列分布,大大提高其成像面积。本探头基于pMUT阵列,pMUT阵列具有体积小、高灵敏度、易阵列化和集成化的优势,可以提高探头的信噪比和稳定性。由于其体积小、易阵列化和集成化的优势,在阵列时,不仅可减小探头体积,且易于集成,便于信号引出。

[0007] 一种光声内窥镜系统,包括依次连接的激光器、光纤耦合器、光纤、探头,所述探头和激光器均通过信号采集卡与控制器连接,所述探头为上述的探头。

[0008] 本发明与现有技术相比,具有如下的优点和有益效果:

1、本发明的探头基于pMUT阵列,其体积小、易阵列化和集成化的优势,在阵列时,不仅可减小探头体积,且易于集成,便于信号引出。

[0009] 2、本发明采用内筒、外筒、自聚焦透镜、反射镜的结构,内筒外壁不仅有横向安装空间,也具备纵向安装空间,即可实现pMUT阵列的环向上的阵列分布和纵向上的阵列分布,大大提高其成像面积。

## 附图说明

[0010] 此处所说明的附图用来提供对本发明实施例的进一步理解,构成本申请的一部分,并不构成对本发明实施例的限定。

[0011] 图1为现有探头的结构示意图。

[0012] 图2为本发明探头的结构示意图。

[0013] 图3为图2的A-A视图。

[0014] 图4为图2的B-B视图。

[0015] 图5为本发明内窥镜的系统原理图。

[0016] 图6为采用本方案系统获取的成像图。

## 具体实施方式

[0017] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,下面结合实施例和附图,对本发明作进一步的详细说明,本发明的示意性实施方式及其说明仅用于解释本发明,并不作为对本发明的限定。

### [0018] 实施例1

如图2、3所示的一种光声内窥镜探头,包括内筒10、外筒、反射镜7、自聚焦透镜9、耦合液5。外筒成一端开口结构,其封闭端的内筒底部设置反射镜7;内筒10置于外筒内且成两端均开口结构,其一端用于引入光纤,另一端设置自聚焦透镜9;自聚焦透镜9的光6经反射镜反射经外筒至外筒的侧向区域,外筒要能透射激光能量和超声波信号。内筒靠近外筒筒底的一端外壁上设置有pMUT阵列8,用以接收超声波回波。内筒10与外筒之间填充有耦合液5以增强部件之间的耦合作用。

### [0019] 实施例2

基于实施例的结构,本实施例公开一探头的优化实例,如图2所示,外筒包括外筒前端1和外筒后端4,外筒前端1和外筒后端4连接构成外筒结构。外筒前端1可采用金属制成,外筒后端4可采用聚四氟乙烯制成,采用该材质,可透射激光能量和超声波信号。内筒10采用有机玻璃制成,经支撑架101固定在内筒内壁,内筒与外筒同轴设置,外筒后端4、支撑架101构成耦合液5的填充区域,pMUT阵列8置于该区域内。pMUT阵列8的信号经引线3传输至集成电路模块2,集成电路模块2置于外筒引进光纤的一端。外筒一端开口,集成电路模块2的电源线14、控制线12和信号输出线13经开口端引出。反射镜7成锥形,其轴线与内筒轴线重合,锥度优选为120度。

### [0020] 实施例3

基于上述实施例的结构,本实施例公开一具体结构。

[0021] 如图2、4所示,探头的外筒总直径为 7mm,外桶由不锈钢金属管制成的外筒前端1

和聚四氟乙烯制成的外筒后端 4 构成,外筒后端 4 管壁厚度为 0.3mm。光纤经外筒的开口端引至内筒,激光波长为 532nm,光纤 11 为直径 62.5um 的多模光纤;光纤 11 的末端即内筒的一端为直径为1mm、长度为 3mm的自聚焦透镜 9。内筒10外直径2mm、内直径 1mm、长 16mm。反射镜 7 成锥形,底面直径 5mm,锥角为 120°,固定于外筒后端 4 的筒底处,其轴线与内筒轴线重合。pMUT阵列8厚度为 0.1mm,在内筒10的单个环向方向上有 10 个阵元,纵向上纵 20 个阵元,共计 200 个阵元,在纵向上可成像长度为 7.5mm,每个阵元信号通过光刻工艺制作的金属引线 3 牵引到内筒的末端上并与集成电路模块 2 上的输入端连接。支撑架101为厚度为1.5mm的有机玻璃,不仅对内筒起支撑作用,且可实现耦合液5的密封。耦合液5可采用水。集成电路模块 2 中心孔直径为 1mm,用于穿过光纤11,上面有选通电路、低噪声放大电路、滤波电路三种电路形式,其中选通电路采用了可编程逻辑芯片 FPGA 实现选通功能,其有 200 个信号端引脚;而内筒 10 上面的 pMUT 阵列 8 的信号通过导线 3 连接到选通电路上的引脚上,选通电路的输出端依次与集成运算放大器和滤波电路相连,滤波电路可采用RLC 带通滤波器;滤波器的输出端连接到内窥镜探头外部的超低噪声放大器上进行二次放大,然后再连接到采集卡的输入端进行采集。

#### [0022] 实施例4

基于上述实施例的结构和原理,本实施例公开一种光声内窥镜系统,如图5所示,包括激光器、光纤耦合器、光纤、探头、控制器、采集卡,激光器经光纤耦合器将光束耦合至光纤,光纤将光速导入探头,探头为上述任一实施例中的探头结构。探头中集成电路模块 2 的电源线14与电路电源连接,控制线12和信号输出线13依次经超低噪声放大器、采集卡与控制器连接。

[0023] 内窥镜系统中激光器的脉冲重复频率 200Hz,同步输出端与采集卡的触发输入端连接,采集卡的触发信号输出端与内窥镜探头中的选通电路上的触发输入端相连。如图 5 所示,工作中,激光器按照一定重复频率发射激光脉冲,每发出一束激光脉冲,会同步给采集卡提供一个触发信号,激励其进行信号采集。激光经光纤、自聚焦透镜、反射镜和外筒后,以柱面光源的形式辐射组织。产生的光声回波信号经过外筒后与内筒上的 pMUT 阵列器件相互作用,并由其将超声信号转换为电信号送到集成电路中。pMUT 中每个阵元的信号连接到选通电路中的引脚上,当第一个激光脉冲发出后,选通电路只对其中第一个阵元上的信号进行选通并处理,采集卡在采集完该信号后自发给选通电路的触发端提供一触发信号,激励其将通路转换到 pMUT下一个阵元上面,依次类推,经过若干组激光脉冲后,就可以采集到所有阵元上的信号。激光器的重复频率为 200Hz,在 1 秒钟内可以完成对所有阵元上的信号进行采集,如果重复频率调的更高,那么速度也就会更快。各阵元信号通过经过运算放大电路放大后送入到采集卡。采集卡的采样率为 1GHz。整个控制程序采用 Labview 软件进行编程控制,在Labview 软件中将程序的循环次数设定为 200 次,这样在激光器完成 200 次触发后,Labview 会自动跳出采集程序,停止信号的采集。最终所采集到的 200 组数据保存到 Labview 中设定的路径文件中。对采集完的数据采用延迟叠加算法对组织结构 and 吸收分布进行重建。图 6 所示为该内窥镜系统对模拟肠道组织的成像结果,其中白色区域为吸收较强区,包括了肠道壁,肠道内的异物,能够较好的反应出了肠道及内部结构,该实验中扫描成像所用时间为 1.02 秒。

[0024] 以上所述的具体实施方式,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步

详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施方式而已,并不用于限定本发明的保护范围,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

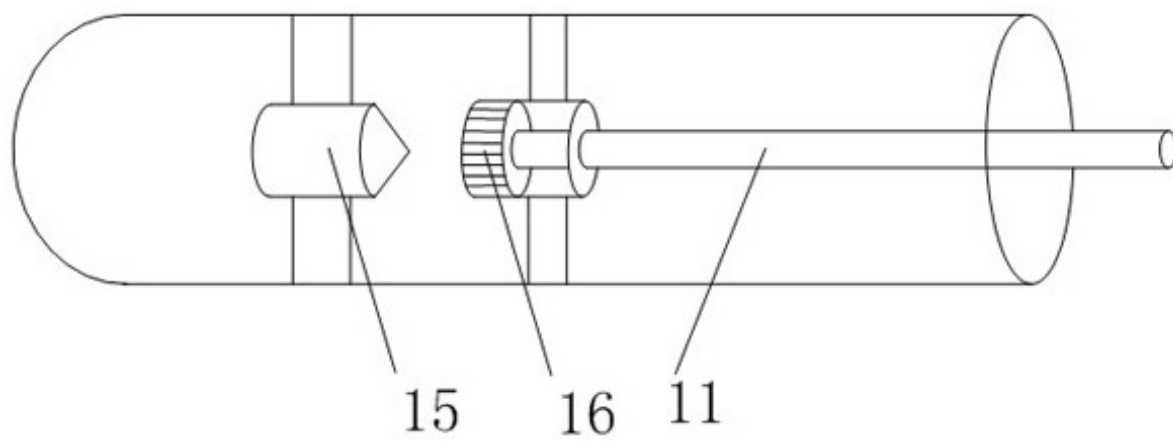


图1

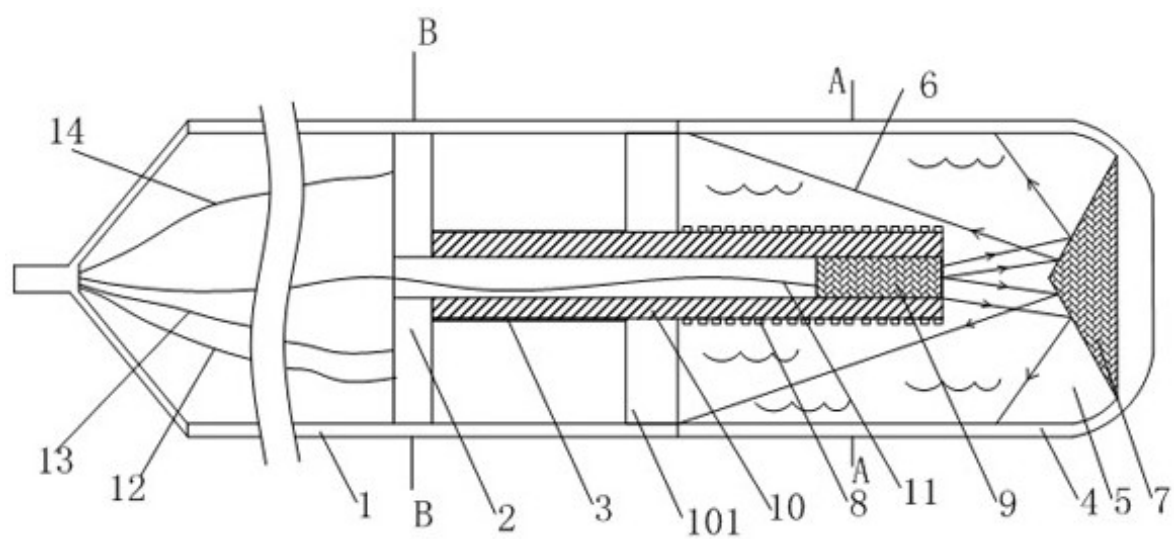


图2

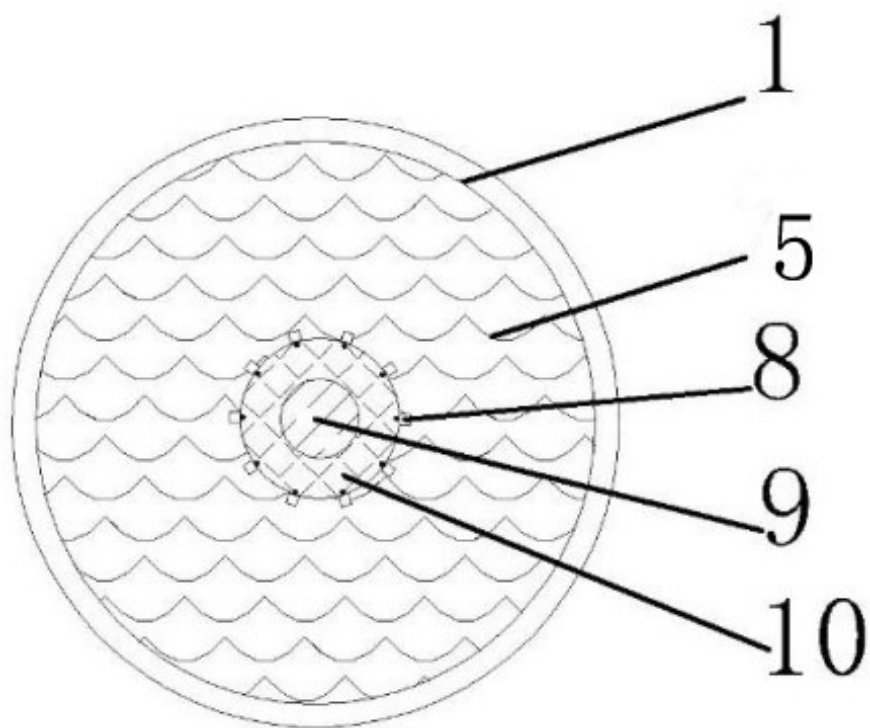


图3

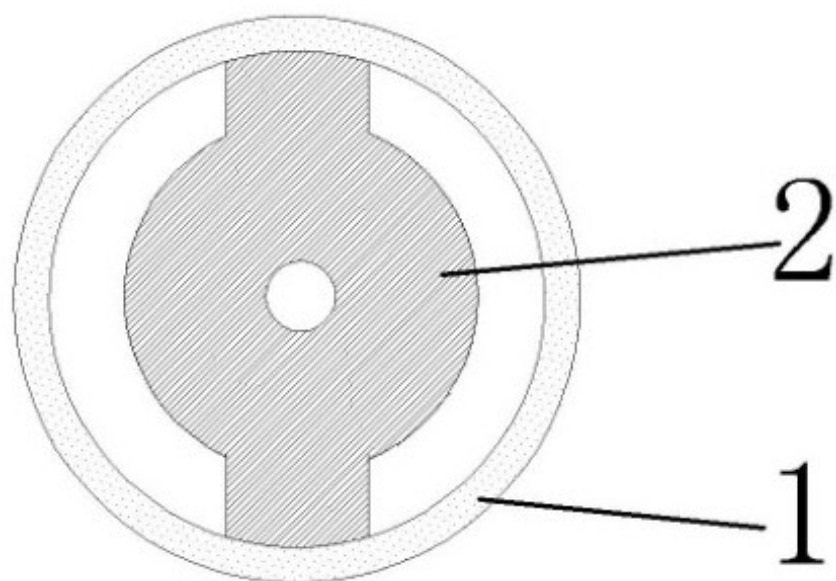


图4



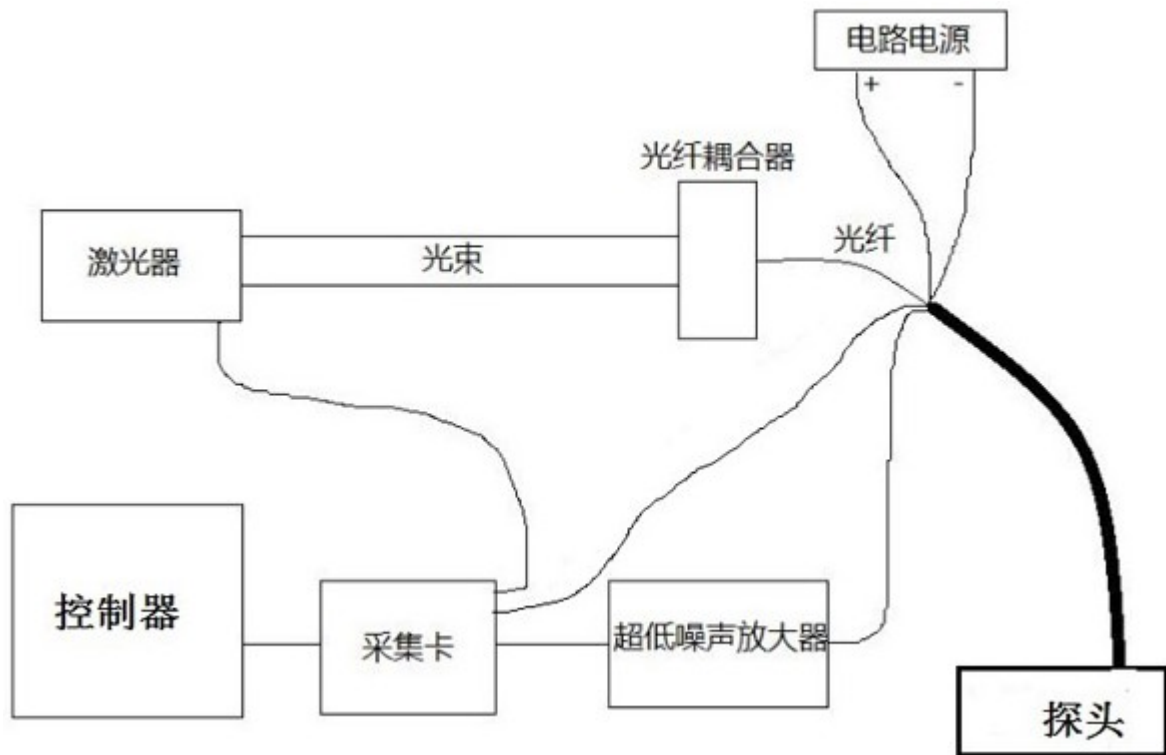


图5

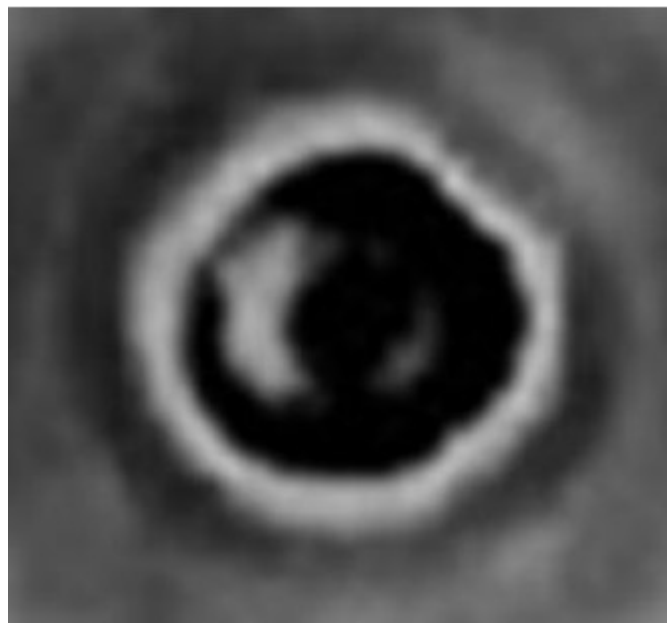


图6

专利名称(译)	一种光声内窥镜探头及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110811496A</a>	公开(公告)日	2020-02-21
申请号	CN201911036320.1	申请日	2019-10-29
[标]发明人	陈炳章		
发明人	陈炳章		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B1/00188 A61B1/04		
代理人(译)	田甜		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本发明公开了一种光声内窥镜探头及系统，该探头包括一端开口且用于透射激光能量和超声波信号的外筒和置于外筒中两端均开口的内筒，所述外筒的筒底设置有反射镜，所述内筒靠近反射镜的一端内设置有自聚焦透镜且该端外设置有pMUT阵列，所述内筒与外筒之间填充有耦合液。采用内筒、外筒、自聚焦透镜、反射镜的结构，内筒外壁不仅有横向安装空间，也具备纵向安装空间，即可实现pMUT阵列的环向上的阵列分布和纵向上的阵列分布，大大提高其成像面积；采用该结构不仅可减小探头体积，且易于集成，便于信号引出。

