



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105147332 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 16

(21) 申请号 201510522345. 8

(22) 申请日 2015. 09. 14

(71) 申请人 电子科技大学

地址 610000 四川省成都市高新区(西区)西
源大道 2006 号

(72) 发明人 赖大坤 徐琦

(74) 专利代理机构 成都顶峰专利事务所(普通
合伙) 51224

代理人 赵正寅

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

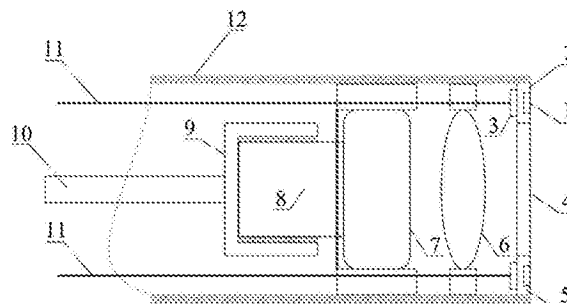
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声
双模内窥镜

(57) 摘要

本发明公开了一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜, 包括微型压电超声传感器 (PMUT) 阵列探头 2、PMUT 阵元 1、集成电路 3、平面透镜 4、聚焦透镜 6、光纤耦合准直器 7、单模光纤 8、光纤 FC/APC 接头 9、光纤 10、信号线 11 和外壳 12。其特点在于, 采用微型压电超声传感器, 该传感器与集成电路在制作工艺上具有很好的兼容性, 易于做成阵列; 采用传感器阵列, 使得内窥镜无需旋转, 提高了成像速度, 可进行实时成像; 多元的传感器阵列, 能有效的提高信号的信噪比, 可实现深度的聚焦扫描成像。本发明可广泛的用于医学内窥成像和工业探伤等领域, 尤其是在体内瘢痕组织鉴别、消融组织损伤评估、动脉粥样硬化程度评估等方面具有极大的应用价值。



1. 一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜, 包括压电超声传感器 PMUT 阵列探头、PMUT 阵元、集成电路、平面透镜、聚焦透镜、光纤耦合准直器、单模光纤、光纤 FC/APC 接头、光纤、信号线和外壳 ; 其特征在于, 采用 PMUT 作为接收超声波的传感单元构成阵列结构, 其中光纤插入光纤 FC/APC 接头的一端, 光纤 FC/APC 接头的另一端通过单模光纤与光纤耦合准直器相连, 光纤耦合准直器、聚焦透镜、PMUT 阵列探头和平面透镜依次同轴机械紧固, PMUT 阵元、集成电路、信号线依次电气相连, 共同封装于外壳内。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜, 其特征在于 : 所述的 PMUT 阵元是制作在基底表面的振动薄膜, 与基底共同构成 PMUT 阵列探头, 阵元形状可以是圆形、矩形、多边形等平面结构, 也可以是凸型、凹型等其他三维结构, 基底的背面与集成电路电气连接, 集成电路通过信号线引出信号。

3. 根据权利要求 1 所述的一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜, 其特征在于 : 所述的 PMUT 阵列探头为环形中空结构, 平面透镜位于 PMUT 阵列探头的环形中空结构内, 且二者均位于内窥镜的端面。

4. 根据权利要求 1 所述的一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜, 其特征在于 : 所述的集成电路由驱动电路和接收电路组成, 驱动电路用于驱动传感器发射超声波, 接收电路由信号放大器和带通滤波器组成用于接收反射回来的超声波信号和光声信号, 通过电路集成工艺将 PMUT 阵列探头和集成电路一体化封装。

5. 根据权利要求 1 所述的一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜, 其特征在于 : 所述的光纤、光纤 FC/APC 接头、单模光纤、光纤耦合准直器、聚焦透镜、PMUT 阵列探头和平面透镜的中心都位于同一中轴线上, 一体化封装于外壳内, 构成同轴结构。

6. 根据权利要求 1 所述的一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜, 其特征在于 : 可与脉冲激光器、超声脉冲发射接收器、数据采集卡和计算机构成光声 / 超声双模态内窥成像系统, 用于探测体内组织的瘢痕及鉴别, 动脉粥样硬化程度评估, 或手术消融过程中的组织损伤评估。

基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及医用内窥镜无损检测技术领域,具体涉及一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜,可应用于心脏瘢痕组织鉴别、消融组织损伤评估、动脉粥样硬化程度评估等方面。

背景技术

[0002] 心血管疾病中动脉粥样硬化是一种造成病人死亡的主要原因,其特点在于动脉内膜出现胆固醇、类脂肪等黄色物质,使动脉弹性减低、官腔变窄,常导致血栓形成和供血障碍,严重危害生命健康。因此对动脉粥样硬化的检查,确定病灶的位置、易损斑块的分布和成分就显得尤为重要。常用的检测手段包括血管造影、血管内超声成像、X 线检查等,这些成像方法对血管进行形态学的成像,只能检测出粥样硬化斑块的大小和形状等信息,并不能鉴别出斑块的成分,而光声成像不仅可以检测动脉粥样硬化斑块的形态信息,还可以提供血管和斑块的成分信息。

[0003] 心率失常也是心血管疾病中重要的一组疾病,它是一种心脏电活动异常的临床表现。导致心率失常最常见的原因是心内组织存在反常的电流路径。通常,利用射频消融术,通过释放射频电流导致局部心内膜及心内膜下心肌凝固性坏死,达到阻断异常传导束,治疗心律失常的目的。因此,成功的消融治疗依赖于心脏内的消融位置和损伤程度。但是,由于手术过程中医生无法直接看到消融位置和损伤程度,因此就需要一种能够确定消融位置和大小,并且还能评估损伤程度的方法。光声内窥镜由于其本身的优势和特点正好满足这样的需求。

[0004] 现有的内窥镜技术包括电子内窥镜和超声内窥镜,电子内窥镜利用纯光学的方法可以清晰的呈现生物组织内壁表面的形态特征,但是无法展现组织内壁表面以下的细节信息;超声内窥镜利用超声回波成像的方式可以对生物组织内壁以下的部分进行成像,反映声阻抗的差异,但对软组织进行成像时图像的对比度较低,而且无法得到功能性信息。

[0005] 光声成像作为一种新兴的成像技术结合了纯光学成像和纯声学成像的优点,通过超声波得到具有光学对比度的图像信息和功能特性。光声成像在理论上克服了光子在生物组织中的散射对分辨率的限制,使得光声成像具有非常高的空间分辨率,并且具有较大的透射深度。

[0006] 此外中国专利《基于 cMUT 环形阵列的微型光声传感器》(CN 103976743A) 报道了一种根据电容变化检测超声波的电容式微型超声传感器 (CMUT),这种传感器虽然具有很高的灵敏度,但是加工工艺非常复杂,而且为了实现高灵敏度在工作过程中必须施加很高的偏执电压,当该技术用于生物体的内窥成像时,其安全性有待进一步考证。

[0007] 另外,中国专利《直肠内光学、光声、超声多模态成像内窥镜及其成像方法》(CN 103690141 A) 报道了一种光学、光声、超声三模态内窥成像装置和方法,实现了光声信号激发组件、超声信号激发与采集组件和光学成像组件的集成和小型化,可以同时获得直肠组织的形态、声阻抗差异和光吸收差异。另一项中国专利《一种血管内光声超声双模态成像

系统及其成像方法》(CN 103385758 A) 报道了一种光声 / 超声双模态的成像系统和方法, 采用与第一项技术不同的结构将激光激励和超声的发射与接收进行了集成和小型化, 用于血管内同时、同区域的光声和超声成像。但是, 这两项技术在成像的过程中都需要旋转进行逐点扫描, 成像速度慢, 无法实现实时成像, 限制了其在临床手术过程中对瘢痕组织实时鉴别、消融组织损伤快速评估的成像应用。

发明内容

[0008] 为了克服以上现有技术存在的不足, 本发明提供了一种基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声双模内窥镜。一方面, 为解决 CMUT 工艺复杂并且需要很高的偏执电压等问题, 本发明采用基于压电效应的 PMUT 作为超声传感单元, 这种传感器不仅具有高灵敏能量转换效应和较大的传感阻抗而且工艺相对简单。另一方面, 为解决现有光声内窥镜需要旋转, 成像速度慢, 无法实时成像等问题, 本发明采用 PMUT 阵列接收光声和超声信号, 大幅缩短成像时间。本发明的光声 / 超声双模内窥镜可广泛用于医学内窥成像和工业探伤等领域, 尤其是在心脏瘢痕组织鉴别、消融组织损伤评估、动脉粥样硬化程度评估等方面具有极大的应用价值。

[0009] 本发明通过以下的技术方案实现: 一种基于微型压电超声传感器阵列的光声超声双模内窥镜, 包括 PMUT 阵列探头、PMUT 阵元、集成电路、平面透镜、聚焦透镜、光纤耦合准直器、单模光纤、光纤 FC/APC 接头、光纤、信号线和外壳。光纤插入光纤 FC/APC 接头的一端, 光纤 FC/APC 接头的另一端通过单模光纤与光纤耦合准直器相连, 光纤耦合准直器、聚焦透镜、PMUT 阵列探头和平面透镜依次同轴机械紧固, PMUT 阵元、集成电路、信号线依次电气相连, 共同封装于外壳内。

[0010] 所述的 PMUT 阵元是制作在基底表面的振动薄膜, 与基底共同构成 PMUT 阵列探头, 阵元形状可以是圆形、矩形、多边形等平面结构, 也可以是凸型、凹型等三维结构, 基底的背面与集成电路电气连接, 集成电路通过信号线引出信号。

[0011] 所述的 PMUT 阵列探头为环形中空结构, 平面透镜位于 PMUT 阵列探头的环形中空结构内, 平面透镜与 PMUT 阵列探头位于内窥镜的端面并且紧密地封装, 用于保护内部的光学元件。

[0012] 所述的集成电路由驱动电路和接收电路组成, 驱动电路用于驱动传感器发射超声波, 接收电路由信号放大器和带通滤波器组成用于接收反射回来的超声波信号和光声信号, 通过电路集成工艺将 PMUT 阵列探头和集成电路一体化封装。

[0013] 所述的光纤、光纤 FC/APC 接头、单模光纤、光纤耦合准直器、聚焦透镜、PMUT 阵列探头和平面透镜的中心都位于同一中轴线上, 一体化封装于外壳内, 构成同轴结构。

[0014] 本发明的工作过程是: 首先, 脉冲激光由光纤引入内窥镜, 并依次透过光纤 FC/APC 接头、单模光纤、光纤耦合准直器、聚焦透镜和平面透镜, 照射到生物组织上; 其次, PMUT 阵列接收生物组织发出的超声信号, 信号经过接收电路滤波放大之后由信号线引出到外部设备; 然后, 驱动电路驱动 PMUT 阵列发射超声波, 超声回波再由 PMUT 阵列接收, 回波信号经过接收电路滤波放大之后又由信号线引出到外部设备; 最后, 重复进行上述三步即可完成实时成像。

[0015] 本发明相对于现有技术具有如下优点:

[0016] (1) 本发明采用微型压电超声传感器,探头加工尺寸和系统尺寸分别为微米量级和毫米量级,与传统的超声传感器相比具有体积小、阵列密度高、带宽大和机电转化效率高等优点,易于实现微型化。

[0017] (2) 本发明将微型压电超声传感器与集成电路用集成电路工艺一体化封装,两者具有非常好的兼容性,降低了加工难度提高了系统的可靠性和使用寿命。

[0018] (3) 本发明采用传感器阵列,使得成像过程中内窥镜无需旋转,极大地提高了成像速度,可以进行实时成像。

[0019] (4) 多元的传感器阵列,能有效的提高信号的信噪比,可实现深度的聚焦扫描成像。

附图说明

[0020] 图 1 为本发明结构的侧面截面示意图。

[0021] 图 2 和图 3 为本发明结构的端面示意图。

[0022] 图 4 为基底与 PMUT 阵元的结构示意图。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明:

[0024] 如图 1 所示的基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声内窥镜,包括 PMUT 阵元 1、PMUT 阵列探头 2、集成电路 3、平面透镜 4、基底 5、聚焦透镜 6、光纤耦合准直器 7、单模光纤 8、光纤 FC/APC 接头 9、光纤 10、信号线 11 和外壳 12。

[0025] 光纤 10 插入光纤 FC/APC 接头 9 的一端,光纤 FC/APC 接头 9 的另一端通过单模光纤 8 与光纤耦合准直器 7 相连,光纤耦合准直器 7 的右边依次设置聚焦透镜 6、PMUT 阵列探头 2 和平面透镜 4 并且同轴机械紧固,PMUT 阵元 1 位于基底 5 表面和基底 5 共同构成环形阵列探头 2,PMUT 阵列探头 2 与平面透镜 4 均位于内窥镜的端面且同轴设置紧密封装,PMUT 阵元 1、集成电路 3、信号线 11 依次电气相连;所述的光纤 10、光纤 FC/APC 接头 9、单模光纤 8、光纤耦合准直器 7、聚焦透镜 6、PMUT 阵列探头 2 和平面透镜 4 的中心都位于同一中轴线上,一体化封装于外壳内,构成同轴结构。

[0026] 如图 2 和 3 所示,PMUT 阵元 1 位于基底 5 表面和基底 5 共同构成环形阵列探头 2,PMUT 阵列探头 2 为环形中空结构,平面透镜 4 位于 PMUT 阵列探头的环形中空结构内,平面透镜 4 与 PMUT 阵列探头 2 紧密的封装,用于保护内部的光学元件。

[0027] 如图 4 所示,PMUT 阵元 1 为基底 5 表面的振动薄膜,基底 5 为硅基板,在基板上方镀一层二氧化硅 13,再从每个阵元位置处的硅基板下方刻蚀出一个凹槽,然后在二氧化硅层 13 的上方依次镀上、金属下电极 14、压电薄膜 15、金属上电极 16。所述的金属电极为金、铝等导电材料。所述的压电薄膜为氮化铝 (AlN)、PZT(lead Zirconate Titanate) 等压电材料;阵元 1 的形状可以是圆形、矩形、多边形等平面结构,也可以是凸型、凹型等其他三维结构,基底 5 的背面与集成电路 3 通过微型连接线 17 电气连接,集成电路 3 和信号线 11 电气连接。所述的集成电路包括驱动电路和接收电路组成,驱动电路用于驱动传感器发射超声波,接收电路由信号放大器和带通滤波器组成用于接收反射回来的超声波信号和光声信号,通过电路集成工艺将 PMUT 阵元的上下电极和集成电路相连一体化封装。

[0028] PMUT 阵列探头 2 在基底上可以根据需求设计 N 个 PMUT 阵元均匀地排列在弧度为 2π 的圆弧上,可以设计为单层的圆弧排列,也可以是设计为 M 层 ($M = 1, 2, 3, 4, 5 \dots$) 的圆弧排列,如图 2 和 3 所示。

[0029] 本发明主要公开和报道了基于微型压电超声传感器阵列的光声 / 超声内窥镜。应用本发明的内窥镜,结合脉冲激光器、超声脉冲发射接收器、数据采集卡和计算机构成光声 / 超声双模态内窥成像系统,可完成心脏、血管、食道、肠道等结构和功能性内窥成像。光声 / 超声双模态内窥成像系统不是本发明的主要工作,因此除内窥镜之外的外部设备并未给出详细介绍,其技术细节资料可参考相关文献。

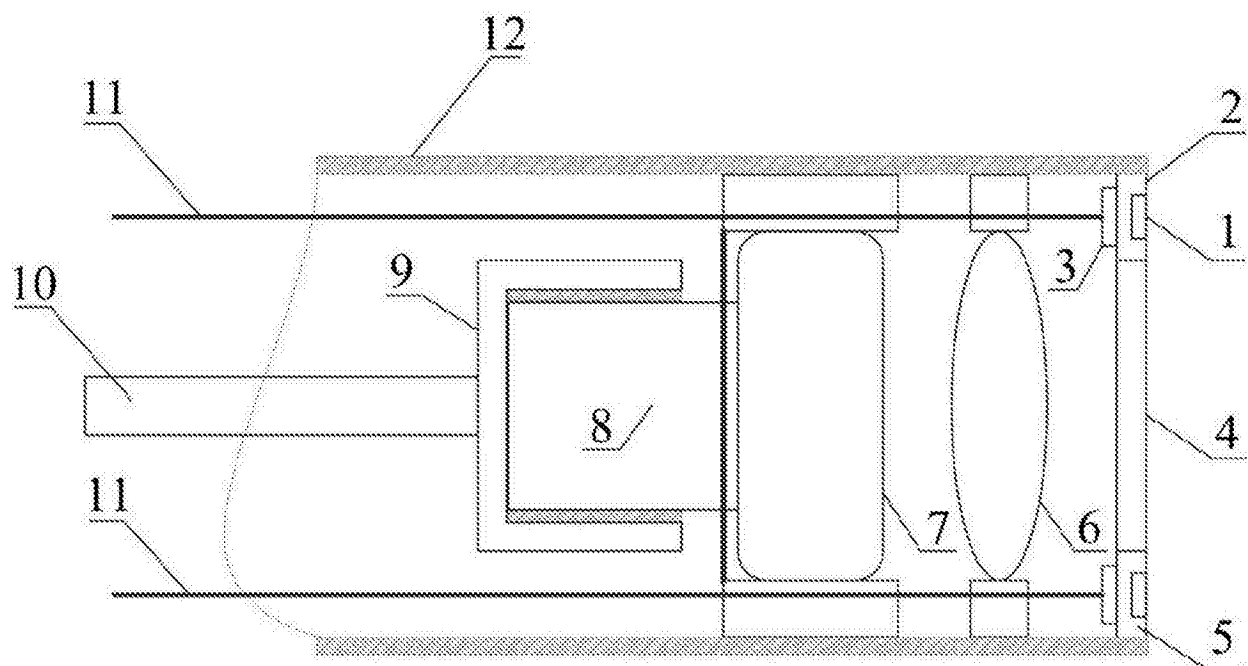


图 1

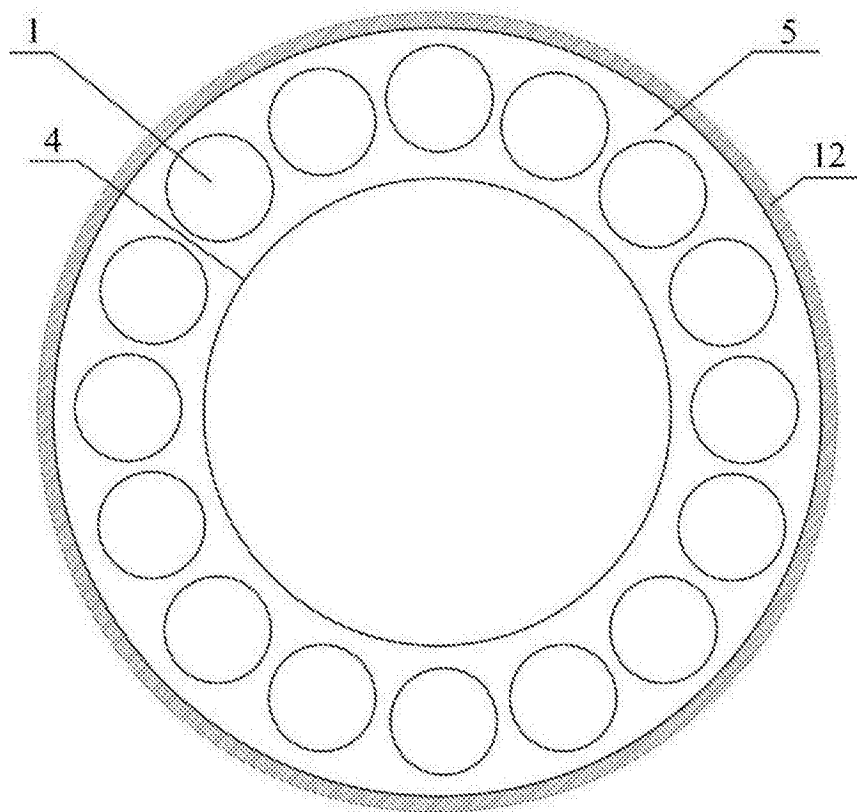


图 2

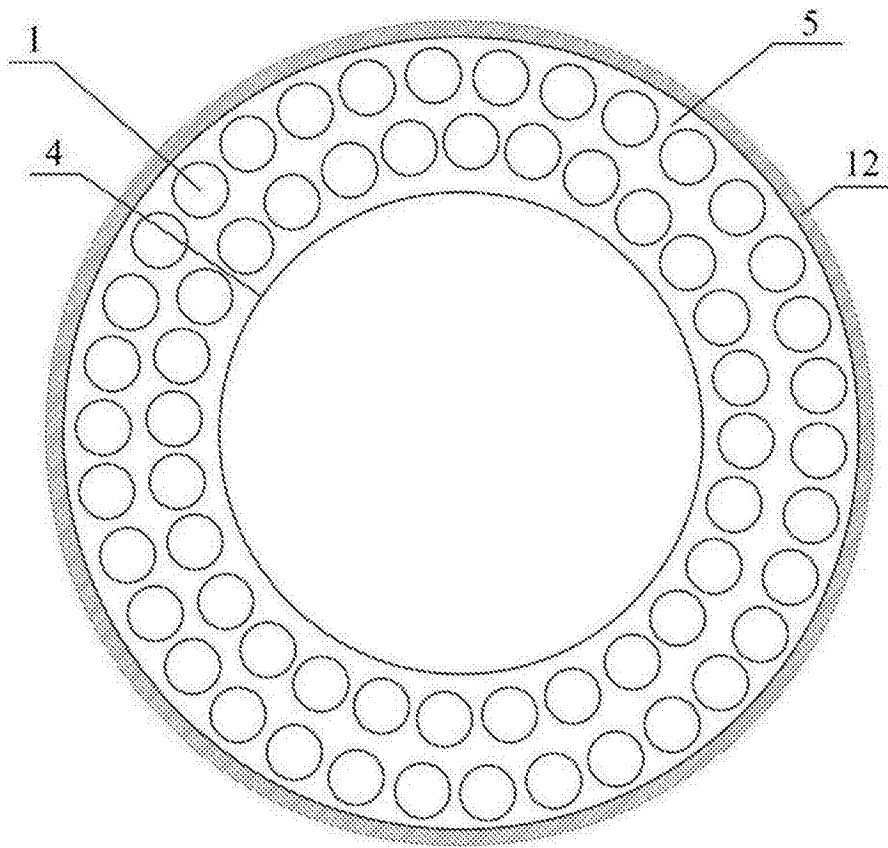


图 3

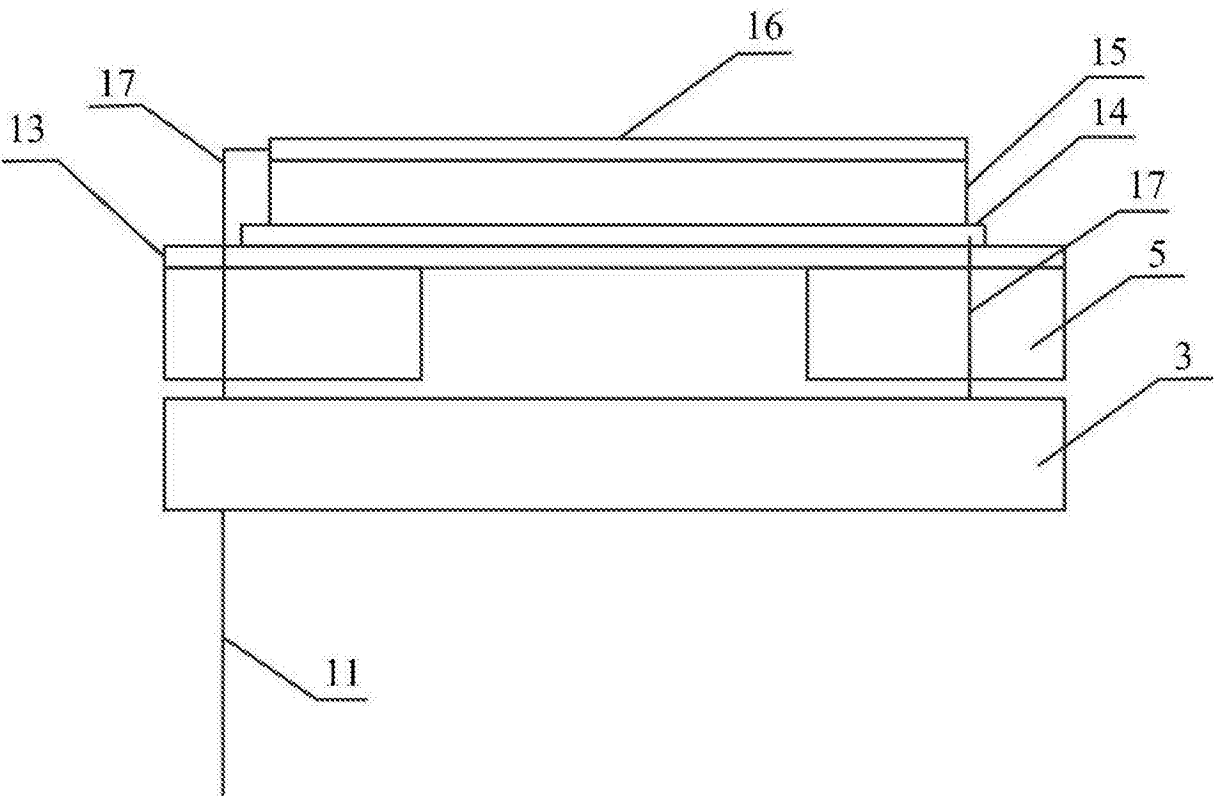


图 4

专利名称(译)	基于微型压电超声传感器阵列的光声/超声双模内窥镜		
公开(公告)号	CN105147332A	公开(公告)日	2015-12-16
申请号	CN201510522345.8	申请日	2015-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	赖大坤 徐琦		
发明人	赖大坤 徐琦		
IPC分类号	A61B8/12		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于微型压电超声传感器阵列的光声/超声双模内窥镜，包括微型压电超声传感器(PMUT)阵列探头2、PMUT阵元1、集成电路3、平面透镜4、聚焦透镜6、光纤耦合准直器7、单模光纤8、光纤FC/APC接头9、光纤10、信号线11和外壳12。其特点在于，采用微型压电超声传感器，该传感器与集成电路在制作工艺上具有很好的兼容性，易于做成阵列；采用传感器阵列，使得内窥镜无需旋转，提高了成像速度，可进行实时成像；多元的传感器阵列，能有效的提高信号的信噪比，可实现深度的聚焦扫描成像。本发明可广泛的用于医学内窥成像和工业探伤等领域，尤其是在体内瘢痕组织鉴别、消融组织损伤评估、动脉粥样硬化程度评估等方面具有极大的应用价值。

