

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103458796 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201280013515. 4

(22) 申请日 2012. 03. 13

(30) 优先权数据

2011-057738 2011. 03. 16 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 09. 16

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/001710 2012. 03. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/124312 JA 2012. 09. 20

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 和田隆亚

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

代理人 李佳 穆德骏

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G01N 29/00(2006. 01)

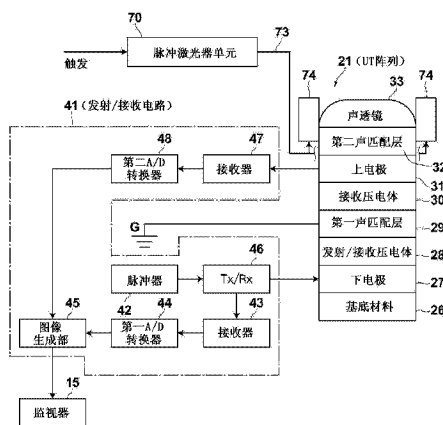
权利要求书1页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

光声成像设备、光声成像方法和用于光声成像设备的探测器

(57) 摘要

为了实现使得被配置成也获取超声图像的光声成像设备能够有效地检测超声波和声波两者，并且获取高图像质量超声图像和光声图像。一种用于光声成像设备的探测器，配备有：光照射单元(74)，该光照射单元输出要被照射到被检体上的光以生成声波；超声波生成装置(28)，该超声波生成装置发出要被照射到被检体上的超声波；第一压电体(28)，该第一压电体检测被被检体反射的超声波；以及，第二压电体(30)，该第二压电体检测因为光的照射而从被检体生成的声波。在探测器中，从无机材料获得的压电体用于第一压电体(28)，并且从有机材料获得的压电体用于第二压电体(30)。



1. 一种用于光声成像设备的探测器,包括:
光照射部,所述光照射部输出要被照射到被检体上的光,使得生成光声波;
声波生成装置,所述声波生成装置用于生成和输出要被照射到所述被检体上的声波;
第一压电体,所述第一压电体检测被所述被检体反射的所述声波;以及
第二压电体,所述第二压电体检测由于所述光的照射而导致的在所述被检体内生成的光声波;
由无机材料制成的压电体被用作所述第一压电体;以及
由有机材料制成的压电体被用作所述第二压电体。
2. 根据权利要求1所述的用于光声成像设备的探测器,进一步包括:
声匹配层,所述声匹配层在所述第一压电体和第二压电体之间形成,还充当对于所述第一压电体和第二压电体公共的电极。
3. 根据权利要求1或权利要求2的任一个所述的用于光声成像设备的探测器,其中:
朝向所述被检体提供的所述第二压电体比所述第一压电体多。
4. 根据权利要求1至3的任何一项所述的用于光声成像设备的探测器,其中:
所述声匹配层包含金属。
5. 根据权利要求4所述的用于光声成像设备的探测器,其中:
所述金属包括银。
6. 根据权利要求4或权利要求5所述的用于光声成像设备的探测器,其中:
所述声匹配层是有机材料和金属的复合物。
7. 根据权利要求6所述的用于光声成像设备的探测器,其中:
所述声匹配层的所述有机材料具有粘结属性。
8. 根据权利要求4至7的任何一项所述的用于光声成像设备的探测器,其中:
所述金属是金属纳米微粒。
9. 根据权利要求1至3的任何一项所述的用于光声成像设备的探测器,其中:
所述声匹配层是具有相对低导电属性的材料或没有导电属性的材料中的一个,所述材料的表面被覆盖有具有导电属性的材料。
10. 一种光声成像设备,所述光声成像设备配备有根据权利要求1至9的任何一项所述的用于光声成像设备的探测器。
11. 一种光声成像方法,所述光声成像方法采用根据权利要求1至9的任何一项所述的用于光声成像设备的探测器,所述方法基于由所述第一压电体输出的信号而获得声图像,并且基于由所述第二压电体输出的信号来获得光声图像。

光声成像设备、光声成像方法和用于光声成像设备的探测器

技术领域

[0001] 本发明涉及光声成像设备,即,在诸如活组织的被检体上照射光并且基于伴随光的照射生成的声波而将被检体成像的设备。更具体地,本发明涉及也具有获得超声图像的功能的光声成像设备。另外,本发明也涉及光声成像方法。

[0002] 而且,本发明涉及要被光声成像设备采用的探测器。

背景技术

[0003] 传统上,已知利用光声效应来将生物体的内部成像的光声成像设备,如在专利文献 1 和非专利文献 1 中公开的。光声成像设备向生物体内照射脉冲光,诸如脉冲激光束。吸收脉冲光的能量的生物组织通过由于热而导致的其体积扩张来生成声波(声信号)。该声波被超声探测器等检测到,并且所检测的信号被用来基于声波实现生物体的可视化。

[0004] 同时,传统上也已知采用超声探测器的超声成像设备,如在专利文献 2 中公开的。这样的超声探测器在其前端配备有超声换能器(以下,简称为“UT”)。在许多情况下,通过基底材料、压电体、其间夹着压电体的电极、声匹配层、声透镜等来构成探测器。在超声成像设备中,从 UT 向被检体(人体)照射超声波,并且 UT 接收来自被检体的反射的声波。通过电处理所检测到的反射的声波的信号来获得超声图像。

[0005] 注意,也可以通过扫描和照射超声波来获得超声层析图像。用于获得超声层析图像的已知方法包括:机械扫描方法,其中,机械地旋转、摇摆或滑动 UT;以及,电子扫描方法,其中,多个 UT 被设置为阵列(以下,称为“UT 阵列”),并且通过电子开关等来选择性地转换要驱动的 UT。

[0006] 这样的超声探测器能够检测声波以及超声波。因此,正在提出能够获得光声图像和超声图像两者的设备。即,向该类型的设备的超声探测器加上向被检体上照射光的光照射部,并且,由于光的照射导致的由被检体生成的声波被超声探测器的 UT 检测到。

[0007] [现有技术文献]

[0008] [专利文献]

[0009] [专利文献 1]

[0010] 日本未审查专利公布 No. 2005-21380

[0011] [专利文献 2]

[0012] 日本未审查专利公布 No. H06-148154

[0013] [非专利文献]

[0014] [非专利文献 1]

[0015] A High Speed Photoacoustic Tomography System based on a Commercial Ultrasound and a Custom Transducer Array(基于商用超声和定制换能器阵列的高速声光断层摄影系统), Xueding Wang, Jonathan Cannata, Derek DeBusschere, Changhong Hu, J. Brian Fowlkes, and Paul Carson, Proc. SPIE, Vol. 7564, 756424 (Feb. 23, 2010).

发明内容

[0016] 本发明的一个目的是通过下述方式使得能够获得高质量超声图像和光声图像：在被配置成也获得超声图像的光声成像设备中有效地检测超声波和声波。

[0017] 本发明的另一个目的是提供一种能够有效地检测超声波和声波的用于光声成像设备的探测器。

[0018] 本发明的一种用于光声成像设备的探测器包括：

[0019] 光照射部，所述光照射部输出要被照射到被检体上的光，使得生成光声波；

[0020] 声波生成装置，用于生成和输出要被照射到所述被检体上的声波；

[0021] 第一压电体，所述第一压电体检测被所述被检体反射的所述声波；以及

[0022] 第二压电体，所述第二压电体检测由于所述光的照射而导致的在所述被检体内生成的光声波；

[0023] 由无机材料制成的压电体被用作所述第一压电体；并且

[0024] 由有机材料制成的压电体被用作所述第二压电体。

[0025] 期望在所述第一压电体和第二压电体之间形成也充当对于所述第一压电体和第二压电体公共的电极的声匹配层。

[0026] 也期望朝向所述被检体提供的所述第二压电体比所述第一压电体多。

[0027] 在此，期望所述声匹配层包含金属。另外，期望所述声匹配层是有机材料和金属的复合物。也期望所述声匹配层的这样的有机材料具有粘结属性。

[0028] 而且，优选的是，所述金属是金属纳米微粒。

[0029] 替代地，所述声匹配层可以是具有相对低导电属性的材料或没有导电属性的材料之一，所述材料的表面被覆盖有具有导电属性的材料。

[0030] 同时，本发明的一种光声成像方法是配备有本发明的用于光声成像设备的探测器的光声成像方法。

[0031] 另外，本发明的一种光声成像方法是采用本发明的用于光声成像设备的探测器来基于由所述第一压电体输出的信号而获得声图像，并且基于由所述第二压电体输出的信号来获得光声图像的光声成像方法。

[0032] 通常，被照射到诸如活组织的被检体以获得超声图像的超声波的频率在从 1MHz 至 40MHz 的范围内的有限范围内（例如，在 6dB 处的部分带宽的大约 80%，诸如从 2MHz 至 5MHz 的范围、从 4MHz 至 10MHz 的范围或 5MHz 至 12MHz 的范围）。相反，虽然由于光的照射而导致在由诸如活组织的被检体生成的声波的频率在从 1MHz 至 40MHz 的范围内，但是所述声波的所述频率均匀的扩展在从 1MHz 至 40MHz 的整个频率范围上。同时，通过无机材料形成的压电体在较窄的带宽（在 6dB 处的部分带宽的大约 80%）内具有极高的检测灵敏度，而由有机材料形成的压电体在探测器的结构中不展现清楚的谐振点，并且因此在极宽的频率带宽上具有较高的检测灵敏度。

[0033] 本发明的用于光声成像设备的所述探测器利用由具有上面的属性的无机材料制成的所述第一压电体来检测具有低水平的组织衰减的较低频率超声波。另外，由具有上面的属性的无机材料制成的所述第二压电体检测声波。因此，本发明的所述探测器能够在检测在宽频率范围上的声波的同时有效地检测反射的超声波。

[0034] 采用本发明的探测器的本发明的光声成像设备有效地检测反射的超声波和声波。因此,本发明的光声成像设备能够获得具有高的图像质量的超声图像和光声图像。

附图说明

[0035] 图 1 是图示根据本发明的一个实施例的光声成像设备的整体的立体图。

[0036] 图 2 是图示根据本发明的所述实施例的用于光声设备的探测器的部分截面立体图。

[0037] 图 3 是图示光声成像设备的电配置的框图。

具体实施方式

[0038] 以下,将参考附图详细描述本发明的一个实施例。图 1 是图示根据本发明的一个实施例的光声成像设备的整体的立体图。图 2 是图示由光声成像设备采用的探测器的部分截面立体图。图 3 是图示本实施例的光声成像设备的电配置的框图。

[0039] 本实施例的设备被配置为超声诊断设备 2。如图 1 中所示,超声诊断设备 2 一般由下述部分构成:便携超声波观察装置 10;外部超声探测器(用于光声成像设备的探测器)11;以及,脉冲激光器单元 70。

[0040] 便携超声波观察装置 10 包括设备被检体 12 和外盖 13。在设备被检体 12 的上表面上设置了操作部 14,操作部 14 具有用于向便携超声波观察装置 10 内输入各种操作命令的多个按钮和跟踪球。在外盖 13 的内表面上设置了除了超声图像之外也显示各种操作屏幕的监视器 15。

[0041] 外盖 13 经由铰链 16 被安装到设备被检体 12,并且能够在打开位置和闭合位置(未示出)之间旋转,在该打开位置中,操作部 14 和监视器 15 如图 1 中所示暴露,在该闭合位置中,操作部 14 和监视器 15 两者被覆盖和保护。在设备被检体 12 的侧表面上安装了手柄(未示出),以使得能够在闭合设备被检体 12 和外盖 13 的状态中承载便携超声波观察装置 10。在设备被检体 12 的另一个侧表面上设置了探测器连接部 17 和激光器单元连接部 72。

[0042] 超声探测器 11 包括:扫描头 18,扫描头 18 被操作员拿着,并且挤压被检体;连接器 19,连接器 19 要连接到探测器连接部 17;以及,电缆 20,电缆 20 连接扫描头 18 和连接器 19。超声波换能器阵列(以下,简称为“UT 阵列”)21 被内置到扫描头 18 的前端部。

[0043] 如图 2 中所示,UT 阵列 21 具有下述结构:其中,基底材料 26、下电极 27、超声波发射/接收压电体 28、第一声匹配层 29、声波接收压电体 30、上电极 31、第二声匹配层 32 和声透镜 33 以此顺序堆叠在由玻璃环氧树脂等形成的平面基座 25 上。

[0044] 基底材料 26 当超声波发射/接收压电体 28 辐射超声波时限制超声波发射/接收压电体 28 的自由振动,并且改善在超声波传播的方向上的分辨率。能够吸收振动的各种材料可以被用作基底材料 26。基底材料可以是无机材料或有机材料。诸如环氧系列树脂的树脂材料和诸如氯化聚乙烯橡胶、天然橡胶和 SBR 的橡胶材料是优选的,因为这些材料具有低的声阻抗,并且可以吸收振动而不降低灵敏度。

[0045] 超声波发射/接收压电体 28 是本发明的第一压电体。超声波发射/接收压电体 28 被成形为在 EL 方向上延伸的长条。在垂直于 EL 方向的方位方向(以下,简称为“AZ 方

向”)上以等距间隔提供了多个超声波发射/接收压电体 28。在超声波发射/接收压电体 28 和其周边之间的间隙被填充有填充剂 34。

[0046] 超声波发射/接收压电体 28 的厚度在从 0.1mm 至 0.5mm 的范围内。超声波发射/接收压电体 28 被第一声匹配层 29 和下电极 27 从上和下夹着。第一声匹配层 29 具有导电属性,并且也充当超声波发射/接收压电体 28 的上电极。下电极 27 由例如薄金属膜形成。引线(未示出)连接到第一声匹配层 29 和下电极 27 中的每个。下电极 27、超声波发射/接收压电体 28 和第一声匹配层 29 的组合构成发射/接收超声波换能器。

[0047] 连接到第一声匹配层 29 的引线接地(参见图 3)。同时,连接到下电极 27 的引线连接到便携超声波观察装置 10。在便携超声波观察装置 10 中内置了发射/接收电路 41(参见 3)。当从发射/接收电路 41 向超声波发射/接收压电体 28 施加脉冲电压时,超声波发射/接收压电体 28 振动和生成超声波。由此,向被检体的观察目标部上照射超声波。另外,当从观察目标部接收到反射波时,超声波发射/接收压电体 28 振动和生成电压。所生成的电压被输出为接收信号。

[0048] 展现压电属性的各种无机材料被用作超声波发射/接收压电体 28 的材料。具有作为主要成分的 PZT 的 Pb 系列压电材料极其优选。具体地说,诸如 PMN-PT 和 PZN-PT 的 relaxer 系统压电单晶体是优选的,其使用近来作为展现极高压电常数的材料变得流行。这些材料具有高的机电结合系数 k,并且相对于施加的电压输出的超声波的比率(转换效率)较高。

[0049] 声波接收压电体 30 是本发明的第二压电体,并且被提供为声波的专用接收器,如下所述。声波接收压电体 30 也充当声匹配层,声匹配层以步进方式缓和超声波发射/接收压电体 28 和人体在声阻抗上的差别,以改善相对于超声波的发射和接收灵敏度。另外,第二声匹配层 32 以步进方式缓和人体和声波接收压电体 30 在声阻抗上的差别,以改善相对于超声波的接收灵敏度。

[0050] 具有小于超声波发射/接收压电体 28 的声阻抗并且大于声波接收压电体 30 的声阻抗的声阻抗的各种导电材料可以被用作第一声匹配层 29 的材料。第一声匹配层 29 的具体示例是具有粘结属性的树脂和金属纳米微粒(具有在从 1nm 至 100nm 的范围内的直径的金属微粒)的烧结混合物。该金属纳米微粒可以包括银纳米微粒,并且优选的是,所有的金属纳米微粒是银纳米微粒。在相对于树脂的金属纳米微粒中,银纳米微粒具有较高的色散属性,并且因此是优选的。当烧结包含金属纳米微粒的树脂时,所述微粒在树脂内彼此结合,以形成导电路径。由此,可以获得高导电度。注意,第一声匹配层 29 可以是具有相对低导电属性的材料或没有导电属性的材料,只要该材料的表面被具有导电属性的材料覆盖。

[0051] 可以以与超声波发射/接收压电体 28 的方式类似的方式布置多个声波接收压电体 30。替代地,声波接收压电体 30 可以具有被图案化为条的电极电划分的片材的形式。在声波接收压电体 30 和其周围之间的间隙被填充有填充剂 35。

[0052] 声波接收压电体 30 的厚度在从 0.05mm 至 0.3mm 的范围内。声波接收压电体 30 被上电极 31 和第一声匹配层 29 从上和下夹着。如上所述,第一声匹配层具有导电属性,并且也充当超声波发射/接收压电体 28 的上电极。第一声匹配层进一步充当声波接收压电体 30 的下电极。即,第一声匹配层 29 充当对于超声波发射/接收压电体 28 和声波接收压电体 30 公共的电极。上电极 31 由例如薄金属膜构成,并且具有与其连接的引线(未示出)。

[0053] 连接到上电极 31 的引线连接到便携超声波观察装置 10。当声波接收压电体 30 接收到反射波时,接收到的信号被输入到向便携超声波观察装置 10 内置的发射 / 接收电路 41(参见图 3)。第一声匹配层 29、声波接收压电体 30 和上电极 31 的组合构成接收超声波换能器。

[0054] 具有小于第一声匹配层 29 的声阻抗并且大于第二声匹配层 32 的声阻抗的声阻抗并且展现压电属性的各种有机材料被用作声波接收压电体 30 的材料。诸如 PVDF 和 P(VDF-TrFE) 的氟系列材料优选地作为声波接收压电体 30 的材料。这些材料具有大的接收系数 g , 并且相对于超声波具有较高的接收灵敏度。

[0055] 具有小于声波接收压电体 30 的声阻抗并且大于人体的声阻抗的声阻抗的各种材料可以被用作第二声匹配层 32 的材料。这样的材料的具体示例包括环氧系列树脂。

[0056] 声透镜 33 将由超声波发射 / 接收压电体输出的超声波聚焦到观察目标部上。通过例如硅酮橡胶来形成声透镜 33, 并且其厚度最多大约 1mm。

[0057] 各种材料可以被用作当堆叠 UT 阵列 21 的每个层时使用的粘结剂。环氧系列树脂是优选的, 因为它们具有优越的声传输属性和结合强度, 并且便宜, 从成本的角度看这是有益的。

[0058] 同时, 脉冲激光器单元 70 是具有内置的 Q 开关固态激光器的单元。脉冲激光器单元 070 经由电力电缆 71 连接到便携超声波观察装置的激光器单元连接部 72。如果当获得光声图像时向便携超声波观察装置 10 的操作部 14 输入光输出命令, 则脉冲激光器单元 70 接收预定触发并且输出脉冲激光束。脉冲激光束通过光纤组束 73 传播, 并且从在超声探测器 11 的引线端设置的光照射部 74 向被检体照射。

[0059] 在本实施例中, 光照射部 74 由构成光纤组束 73 的多个光纤的引线端部构成。即, 光纤的引线端部被设置在 UT 阵列 21 的两侧(在图 1 中的 UT 阵列的上方和下方), 并且被配置成作为线向被检体照射从其输出的脉冲激光束。

[0060] 如图 3 中所示, 发射 / 接收电路 41 包括: 脉冲器 42; 接收器 43; 第一 A/D 转换器 44; 图像生成部 45; Tx/Rx(发送 / 接收装置) 46; 接收器 47; 以及, 第二 A/D 转换器 48。

[0061] 脉冲器 42 经由 Tx/Rx 46 连接到下电极 27。脉冲器 42 向下电极 27 输出使得超声波发射 / 接收压电体 28 生成超声波的激励脉冲(脉冲电压)。

[0062] 接收器 43 经由 Tx/Rx 46 连接到下电极 27。基于由观察目标部反射的超声波的接收信号从超声波发射 / 接收压电体 28 输入到接收器 43, 并且接收到的信号被接收器 43 放大。

[0063] 第一 A/D 转换器 44 管理对于由接收器 43 放大的接收到的信号的 A/D 转换, 以数字化接收到的信号。被第一 A/D 转换器 44 数字化的接收到的信号被输入到图像生成部 45。

[0064] 脉冲器 42 和接收器 43 连接到 Tx/Rx 46。选择性地切换脉冲器 42 和接收器 43 相对于 Tx/Rx 46 的输入和输出。

[0065] 接收器 47 连接到上电极 31。接收器 47 当获得光声图像时放大来自声波接收压电体 30 的接收到的信号。即, 当获得光声图像时, 脉冲的激光束被脉冲激光器单元 70 以如上所述的方式向被检体照射。被脉冲激光束照射的被检体的部分生成声波, 并且该声波被声波接收压电体 30 检测到。第二 A/D 转换器 48 管理对于由接收器 47 输出的接收信号的 A/D 转换, 以数字化接收到的信号。被第二 A/D 转换器 48 数字化的接收信号被输入到图像生

成部 45。

[0066] 图像生成部当获得超声图像时基于从第一 A/D 转换器 44 输入的接收到的信号来生成超声图像,然后向监视器 15 输出生成的超声图像。另外,图像生成部当获得光声图像时基于从第二 A/D 转换器 48 输入的接收到的信号来生成光声图像,然后向监视器 15 输出生成的光声图像。注意,对于超声波发射 / 接收压电体 28 和声波接收压电体 30 的每个组合提供除了图像生成部 45 之外的构成发射 / 接收电路 41 的组件。

[0067] 如上所述,通过无机材料形成的超声波发射 / 接收压电体 28 在较窄的带宽内具有极高的灵敏度。相反,由有机材料形成的声波接收压电体 30 在极宽的频率带宽上具有较高的检测灵敏度。由此,超声波发射 / 接收压电体 28 可以以极高的灵敏度检测受限于较低频率范围的反射的超声波,而声波接收压电体 30 可以检测其频率的范围在从低频到高频的极宽范围带宽上的声波。因此,本实施例的超声波诊断设备 2 能够生成具有高图像质量的高超声图像和光声图像。

[0068] 另外,第一声匹配层 29 被用作对于超声波发射 / 接收压电体 28 和声波接收压电体 30 公共的电极。由此,与其中采用单独的电极的情况作比较,可以以低生产成本来产生具有简单结构的 UT 阵列。另外,包含树脂的金属纳米微粒被用作第一声匹配层 29 的材料。因此,第一声匹配层 29 展现高的导电率,并且足够充当公共电极。

[0069] 而且,被用作第一声匹配层 29 的材料的树脂是充当将声波接收压电体 30 粘结地附接到 UT 阵列 21 的热固树脂。因此,相比于其中在形成第一声匹配层后向第一声匹配层上涂敷粘结剂并且然后在其上堆叠声波接收压电体 30 的情况,可以降低生产步骤的数目。由此,可以以简单的方式来产生 UT 阵列。另外,可以抑制薄膜电极的数目的增大,这防止了在产量上的变差。

[0070] 注意,描述了其中也接收超声波的超声波发射 / 接收压电体 28 被设置为发射超声波的超声换能器的示例。替代地,可以设置仅发射超声波的专用发射超声换能器来取代超声波发射 / 接收压电体 28。在该情况下,也将提供专用于接收超声波的压电体。在本发明的探测器中,也通过无机材料形成专用的接收压电体。

[0071] 如果连接上电极 31 和接收器 (放大器) 47 的传输路径变长,则接收到的信号在上电极 31 和接收器之间的电压降由于传输路径的容量电阻而变大。如果接收到的信号的电压降的数量变大,则基于由声波接收压电体 30 接收到的超声波的超声图像的图像质量变差,并且通过采用具有高接收灵敏度的声波接收压电体 30 获得的有益效果将显著减小。

[0072] 因为这个原因,优选的是,连接上电极 31 和接收器 47 的传输路径尽可能短,并且优选的是,上电极 31 和接收器 47 彼此靠近地放置。具体地说,接收器 47 可以被内置到扫描头 18 中而不是被设置在便携超声波观察装置 10 中,就像本实施例中那样。

[0073] [示例 1]

[0074] 接下来,将描述示例 1,其中堆叠 UT 阵列 21 的每个层。被切割为 1cm 的厚度的氯化聚乙烯橡胶被用作基底材料 26。使用热固环氧树脂将 FPC (柔性印刷电路) 粘结地附接到基底材料 26。

[0075] 作为 PZT 系列压电陶瓷的 C92H (由 K. K. Fuji Ceramics 制造) 被用作超声波发射 / 接收压电体 28 的材料。超声波发射 / 接收压电体 28 的两个表面被研磨,使得其厚度变为 260 微米。通过在其上连续地溅射 Ti、Pt 和 Au 来在超声波发射 / 接收压电体的一个表

面上形成金属膜。其上具有金属膜的超声波发射 / 接收压电体 28 的一侧粘结地附接到在基底材料 26 上的 FPC。包含银纳米微粒的树脂被用作被热固的粘结剂。超声波发射 / 接收压电体 28 的声阻抗是大约 31Mrayl。注意, 粘结地附接到基底材料 26 上的 FPC 和在超声波发射 / 接收压电体 28 上形成的 Ti、Pt 和 Au 金属膜构成下电极 27。

[0076] 以作为第一声匹配层 29 的 $\lambda/4$ (λ 是超声波的波长) 的厚度在超声波发射 / 接收压电体 28 上涂敷包含银纳米微粒的树脂 (由 Sumitomo Electric Industries K.K. 制造)。在涂敷后, 第一声匹配层 29 通过在大约 180°C 下在空气中被加热一小时而被固化。在加热后, 第一声匹配层 29 的声阻抗是大约 12Mrayl。

[0077] 具有 4.5Mrayl 的声阻抗的 PVDF 被用作声波接收压电体 30 的材料。声波接收压电体 30 被模塑为 $\lambda/4$ 的厚度, 并且在其一个表面上形成固态电极 (金属膜)。与固态电极相对的声波接收压电体 30 的表面粘结地附接到第一声匹配层 29。包含银纳米微粒的树脂被用作粘结剂。注意, 在声波接收压电体 30 上形成的固态电极构成上电极 31。

[0078] 然后, 具有 2Mrayl 的声阻抗的环氧系列树脂被研磨, 使得其厚度变为 $\lambda/4$, 然后使用热固环氧系列粘结剂被粘结地附接到作为第二声匹配层 32 的上电极 31 上。类似地, 声透镜 33 粘结地附接到第二声匹配层 32。

[0079] 注意在下面的示例中, 将省略与示例 1 的结构相同的结构, 并且将仅描述不同的结构。

[0080] [示例 2]

[0081] 作为 relaxer 系列压电单晶体的 PMN-PT (通过 JFE Mineral K.K. 制造的 $\text{Pb}(\text{Mg}, \text{Nb})\text{O}_3\text{-PbTiO}_3$ 系列材料) 被用作超声波发射 / 接收压电体 28 的材料。超声波发射 / 接收压电体 28 的两个表面被研磨, 使得其厚度变为 240 微米。超声波发射 / 接收压电体 28 的声阻抗是大约 22Mrayl。

[0082] 第一声匹配层 29 以与在示例 1 中相同的方式被堆叠, 并且然后通过在大约 160°C 下在空气中加热一小时而被固化。在加热后, 第一声匹配层 29 的声阻抗是大约 11Mrayl。

[0083] [比较示例 1]

[0084] 通过在其上连续地溅射 Ti、Pt 和 Au 来在超声波发射 / 接收压电体 28 的两个表面上形成金属膜。在其两个表面上形成金属膜的超声波发射 / 接收压电体 28 粘结地附接到在基底材料 26 上的 FPC。包含银纳米微粒的树脂被用作粘结剂, 并且在 100°C 下在空气中执行热固一小时。超声波发射 / 接收压电体 28 的声阻抗是大约 31Mrayl。

[0085] 在比较示例 1 中未设置第一声匹配层 29, 并且在超声波发射 / 接收压电体 28 的上表面上形成的金属膜被用作上电极。另外, 也未提供声波接收压电体 30。相反, 其中散布了氧化锆微粒的环氧系列树脂被研磨到 $\lambda/4$ 的厚度, 然后被堆叠在超声波发射 / 接收压电体 28 上作为声匹配层。热固环氧系列粘结剂被用作粘结剂, 其通过加热被固化。

[0086] 而且, 具有 3Mrayl 的声阻抗的环氧系列树脂被研磨, 使得其厚度变为 $\lambda/4$, 并且使用热固环氧系列粘结剂粘结地被附接到其中散布氧化锆微粒的环氧系列树脂的 $\lambda/4$ 厚层作为第二声匹配层 32。

[0087]

表 1

	发射/接收压电体		第一声匹配层		接收压电体		第二声匹配层	
	材料	阻抗(Mrayl)	材料	阻抗(Mrayl)	材料	阻抗(Mrayl)	材料	阻抗(Mrayl)
示例 1	PZT 系列压电陶瓷	31	包含树脂的银 纳米微粒	12	PVDF	4.5	环氧系列树脂	2
示例 2	Relaxer 系列压电 单晶体	22	包含树脂的银 纳米微粒	11	PVDF	4.5	环氧系列树脂	2
比较示例 1	PZT 系列压电陶瓷	31	不适用	不适用	氧化锆微粒 散布的环氧 系列树脂	8	环氧系列树脂	3

[0088] 上面的表 1 汇总了在示例和比较示例 1 的每个层的材料和声阻抗 (Mrayl) 之间的关系。仅示例 2 采用具有 22Mrayl 的声阻抗的 relaxer 系列压电单晶体作为超声波发射 / 接收压电体 28 的材料, 而其他示例采用具有 31Mrayl 的声阻抗的 PCT 系列压电陶瓷作为超声波发射 / 接收压电体 28 的材料。

[0089] 在示例 1 和 2 中,第一声匹配层 29 的材料是包含银纳米微粒的树脂。第一声匹配层 29 的声阻抗在示例 1 中为 12Mrayl,并且在示例 2 中为 11Mrayl。相反,比较示例 1 未配备有第一声匹配层 29。

[0090] 在示例 1 和 2 中,声波接收压电体 30 的材料是具有 4.5Mrayl 的声学属性的 PVDF。相反,比较示例 1 配备有取代声波接收压电体 30 的、具有 8Mrayl 的声阻抗的其中散布了氧化锆微粒的环氧系列树脂。

[0091] 环氧系列树脂在所有的示例中被用作第二声匹配层 32 的材料。第二声匹配层 32 的声阻抗在比较示例 1 中为 3Mrayl,并且在其他示例中为 2Mrayl。

[0092] 进行测试以调查用示例压电体和 2 以及比较示例 1 产生的 UT 阵列 21 的接收灵敏度。超声波的波形当它们传播时变得失真,并且将包括作为基波的频率的整数倍的谐波分量。示例 1 和 2 除了以高灵敏度接收基波之外进一步接收二次谐波(具有基波的频率的两倍的频率的声波)。

[0093] 相反,比较示例 1 能够在发射频率是预定频率或更大的情况下接收基波,但是不能接收二次谐波。注意,可以通过降低发射频率来接收二次谐波。然而,在这样的情况下的发射频率不足以执行超声波成像。

[0094] 上面的实施例被描述为凸电子扫描外部超声探测器。本发明可以替代地被应用到径向电子扫描类型或旋转、摇摆或滑动单个 UT 的机械扫描类型的超声探测器。本发明也可以被应用到被插入电子内窥镜的钳子管道内的内部超声探测器,并且被应用到其中超声探测器与电子内窥镜集成的超声内窥镜。

[0095] 另外,构成脉冲激光器单元的激光光源不限于在如上所述的实施例中采用的固态激光器。可以替代地采用其他激光器光源,诸如具有最大振荡波长 800nm 的 AlGaAs 半导体激光器和具有最大振荡波长 900nm 的 InGaAs 半导体激光器。而且,采用半导体激光器作为种子光源的光放大激光源和光学波长转换元件的组合也可以被用作激光源。更具体地,输出具有大约 1560nm 的波长的激光束的半导体激光器、通过偏振保持 Er(铒)掺杂光纤构成的光纤放大器和将放大的激光束转换为大约 780nm 的二次谐波的 SHG(第二谐波生成)元件的组合可以被用作激光源。

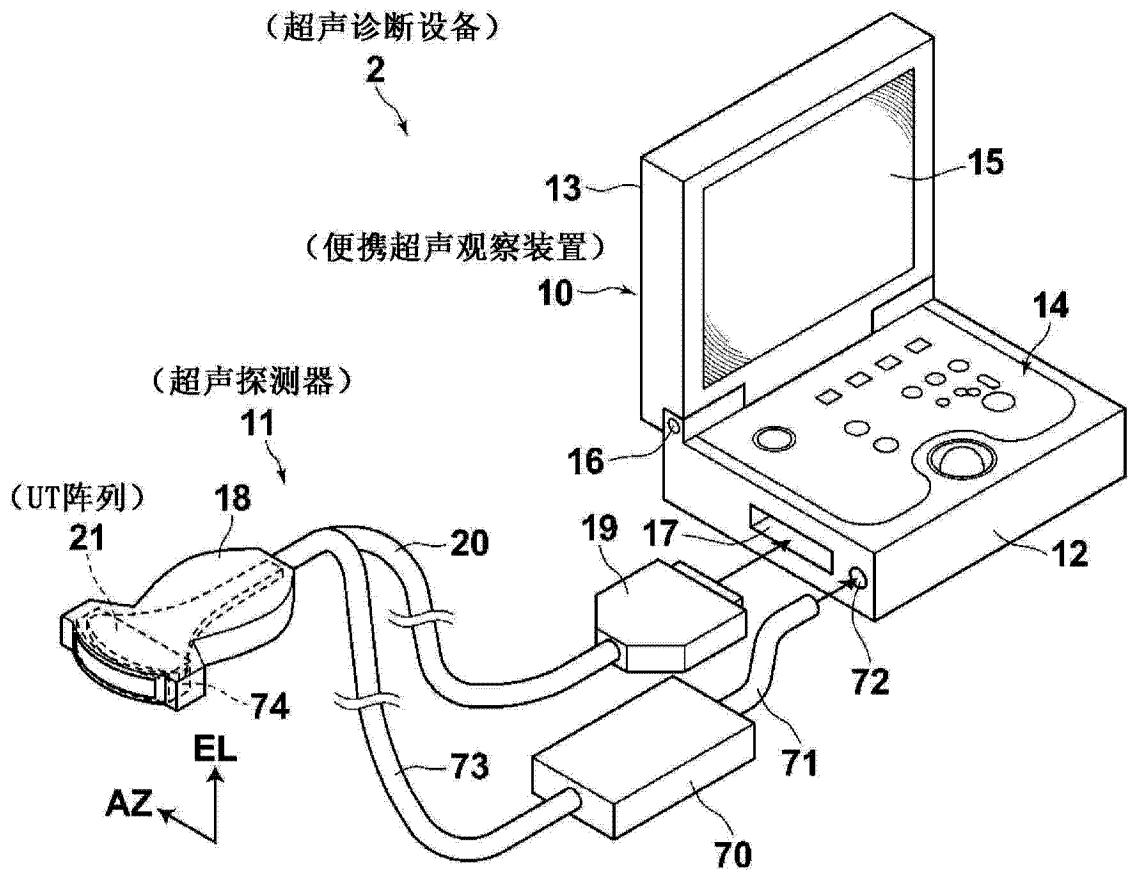


图 1

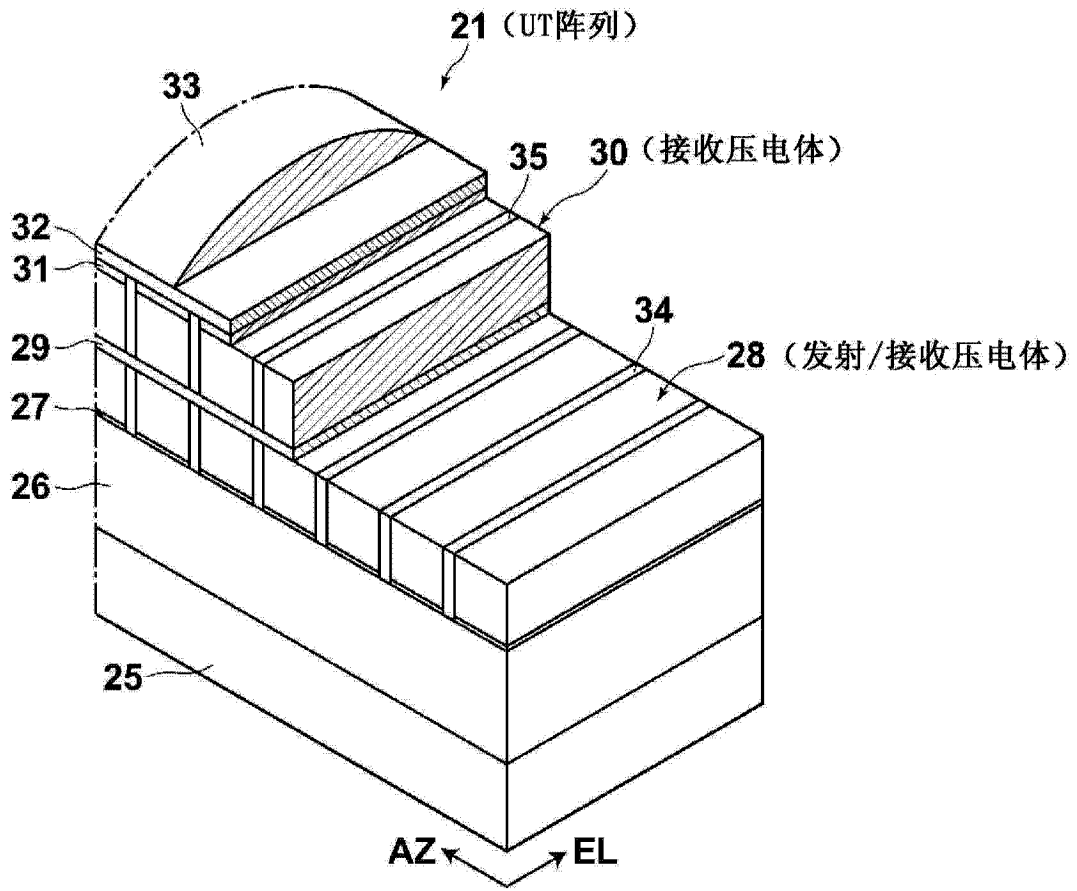


图 2

专利名称(译)	光声成像设备、光声成像方法和用于光声成像设备的探测器		
公开(公告)号	CN103458796A	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	CN201280013515.4	申请日	2012-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	和田隆亚		
发明人	和田隆亚		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/4411 A61B8/4427 A61B8/4455 A61B8/4483 A61B8/5261 B06B1/0607		
代理人(译)	李佳		
优先权	2011057738 2011-03-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了实现使得被配置成也获取超声图像的光声成像设备能够有效地检测超声波和声波两者，并且获取高图像质量超声图像和光声图像。一种用于光声成像设备的探测器，配备有：光照射单元(74)，该光照射单元输出要被照射到被检体上的光以生成声波；超声波生成装置(28)，该超声波生成装置发出要被照射到被检体上的超声波；第一压电体(28)，该第一压电体检测被被检体反射的超声波；以及，第二压电体(30)，该第二压电体检测因为光的照射而从被检体生成的声波。在探测器中，从无机材料获得的压电体用于第一压电体(28)，并且从有机材料获得的压电体用于第二压电体(30)。

