

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810211185.5

[43] 公开日 2009年6月3日

[11] 公开号 CN 101444430A

[22] 申请日 2008.9.1

[21] 申请号 200810211185.5

[30] 优先权

[32] 2007.9.3 [33] JP [31] 2007-227641

[71] 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 日向浩彰

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司
代理人 梁晓广 关兆辉

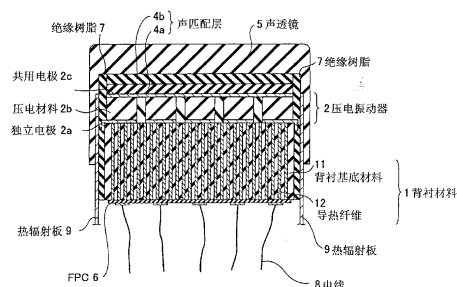
权利要求书 3 页 说明书 23 页 附图 15 页

[54] 发明名称

背衬材料、超声波探头、内窥镜、诊断设备和内窥设备

[57] 摘要

背衬材料、超声波探头、内窥镜、诊断设备和内窥设备。一种背衬材料，用于抑制超声波探头的表面温度上升。这种背衬材料被设置在超声波探头内的用于发送和/或接收超声波的至少一个振动器的背面上，并且包括：背衬基底材料，包含聚合材料；以及导热纤维，设置在所述背衬基底材料内，具有比所述背衬基底材料更大的导热率，并且从与所述至少一个振动器接触的第一表面到与所述第一表面不同的第二表面不断开地贯穿。



1. 一种在超声波探头内的用于发送和/或接收超声波的至少一个振动器的背面上设置的背衬材料，所述背衬材料包括：

背衬基底材料，包含聚合材料；以及，

导热纤维，设置在所述背衬基底材料内，具有比所述背衬基底材料更大的导热率，并且从与所述至少一个振动器接触的所述背衬材料的第一表面到与所述背衬材料的所述第一表面不同的第二表面不间断地穿透所述背衬基底材料。

2. 根据权利要求1所述的背衬材料，其中，所述背衬基底材料还包含在所述聚合材料内散布的无机细粒子，所述无机细粒子包含下述材料中的至少一种：金属材料、碳化钨（WC）、硼化钨（WB）、氮化钨（WN）、铁氧体、金刚石、石墨、碳化硅（SiC）、氮化铝（AlN）、氮化硼（BN）和氧化铝（Al₂O₃），所述金属材料包含钨（W）。

3. 根据权利要求1或者2所述的背衬材料，其中，所述导热纤维包括由电绝缘材料形成的电绝缘导热纤维。

4. 根据权利要求1或者2所述的背衬材料，其中，所述导热纤维包括由导电材料形成的导电导热纤维。

5. 根据权利要求4所述的背衬材料，其中，所述导热纤维还包括围绕所述导电导热纤维形成的电绝缘涂层。

6. 根据权利要求1或者2所述的背衬材料，其中，所述导热纤维包括：由电绝缘材料形成的电绝缘导热纤维；以及由导电材料形成的导电导热纤维。

7. 根据权利要求6所述的背衬材料，其中，所述导热纤维还包括

围绕所述导电导热纤维形成的电绝缘涂层。

8. 一种超声波探头，包括：

多个振动器，其具有压电材料、独立电极和共用电极，用于发送和/或接收超声波；

声匹配层，设置为与所述多个振动器的所述共用电极接触；以及
根据权利要求1-7的任何一项所述的背衬材料，设置为与所述多个振动器的所述独立电极接触，每个振动器的所述独立电极耦合到所述导热纤维中的至少两条。

9. 根据权利要求8所述的超声波探头，其中，所述导热纤维包括由导电材料形成的导电导热纤维，并且每个振动器的所述独立电极被电连接到所述导电导热纤维中的至少两条的端表面。

10. 根据权利要求9所述的超声波探头，其中，所述多个振动器被嵌入在所述背衬材料内，以及所述多个振动器的所述共用电极被电连接到所述导电导热纤维中的至少两条的端表面。

11. 根据权利要求9或者10所述的超声波探头，还包括：

多个引线焊盘，设置在所述背衬材料的第二表面上，并且电连接到所述独立电极和/或所述共用电极。

12. 一种具有插入部分的超声波内窥镜，所述插入部分由具有柔性的材料形成，并且通过插入到要检查的对象的体腔内而被使用，并且所述超声波内窥镜在所述插入部分内包括：

多个振动器，其具有压电材料、独立电极和共用电极，用于发送和/或接收超声波；

声匹配层，设置为与所述多个振动器的所述共用电极接触；

根据权利要求1-7的任何一项所述的背衬材料，设置为与所述多个振动器的所述独立电极接触，每个振动器的所述独立电极被耦合到所

述导热纤维中的至少两条；

照明装置，用于对所述对象的体腔内部照明；以及
成像装置，用于对所述对象的体腔内部进行光学成像。

13. 一种超声波诊断设备，包括：

根据权利要求8-11的任何一项所述的超声波探头；

驱动信号提供装置，用于向所述多个振动器提供驱动信号；以及

信号处理装置，用于处理从所述多个振动器输出的接收信号，以

产生表示超声波图像的图像数据。

14. 一种超声波内窥设备，包括：

根据权利要求12所述的超声波内窥镜；

驱动信号提供装置，用于向所述多个振动器提供驱动信号；以及

信号处理装置，用于处理从所述多个振动器输出的接收信号，以

产生表示超声波图像的图像数据。

背衬材料、超声波探头、内窥镜、 诊断设备和内窥设备

技术领域

本发明涉及要用于超声波探头内的背衬材料，所述超声波探头用于发送和接收超声波。而且，本发明涉及当对于要检查的对象执行腔内扫描或者腔外扫描时使用的超声波探头，以及通过插入对象的体腔内而被使用的超声波内窥镜，其中每个均包括这样的背衬材料。而且，本发明涉及超声波诊断设备或者超声波内窥设备，其包括这样的超声波探头或者超声波内窥镜和主体单元。

背景技术

在医疗领域中，已经开发了各种成像技术，以便观察要检查的对象的内部，并且做出诊断。特别地，通过发送和接收超声波而获取对象内部信息的超声波成像使得能够进行实时图像观察，并且不像其他的医疗图像技术那样受到辐射，其他的医疗图像技术诸如X射线摄影术或者RI（放射性同位素）闪烁照像机。于是，超声波成像以高安全水平被作为成像技术用于广泛范围的科室，不仅包括产科的胎儿诊断，而且包括妇科、循环系统、消化系统等等。

超声波成像是一种图像产生技术，其使用超声波的特性，即超声波在具有不同的声阻抗的区域之间的边界（例如在结构之间的边界）处被反射。通常，超声波诊断设备（或者被称为超声波成像设备或者超声波观察设备）设有与对象接触地使用的超声波探头，或者通过插入对象的体腔内而被使用的超声波探头。或者，也使用将用于光学观察对象内部的内窥镜和用于腔内的超声波探头结合的超声波内窥镜。

使用这样的超声波探头或者超声波内窥镜，向诸如人体的对象发

送超声波束，并且接收由对象产生的超声波回声，由此获取超声波图像信息。根据该超声波图像信息，在对象内存在的结构（内部器官或患病的组织等）的超声波图像被显示在超声波诊断设备的显示单元上。

在超声波探头中，具有在示出压电效应的材料（压电材料）的两侧上形成的电极的振动器（压电振动器）一般被用作超声波换能器，用于发送或者接收超声波。使用由PZT（锆钛酸铅）表示的压电陶瓷、由PVDF（聚偏二氟乙烯）表示的聚合压电材料等作为压电材料。

当向振动器的电极施加电压时，压电材料由于压电效应而扩展和收缩，以产生超声波。于是，多个振动器被一维或者二维地布置，并且振动器被依序驱动，由此能够在期望的方向上形成超声波束。此外，所述振动器接收传播的超声波，扩展和收缩，并且产生电信号。该电信号被用作超声波的接收信号。

当发送超声波时，具有高能的驱动信号被提供到超声波换能器。但是，不是将所述驱动信号的全部能量转换为声能，而是将相当大量的能量转换为热量，并且由于从超声波换能器产生的热量，超声波探头的表面温度升高。因为所产生的热量，引起超声波振动器表面和声匹配层破裂、由于分离等而导致的声波特性的变差、可靠性和质量的变差的问题。而且，因为超声波探头的表面温度上升，引起减少安全性的低温灼伤的问题。于是，解决所述问题变为任务。

在此，在使用超声波探头发送超声波中的温度上升的三个主要因素如下：

- (1) 被提供以驱动信号并且扩展和收缩的振动器本身的振动能量在振动器内被转换为热量（自加热）；
- (2) 由振动器产生的超声波被背衬材料吸收，并且转换为热量；并且
- (3) 由振动器产生的超声波在声匹配层或者声透镜的界面上被多次反射，并且最后被转换为热量。

其中的最重要的因素是因素（1）。

而且，随着振动器的微型制造、振动器数量上的提高、振动器的更高密度、振动器阵列的二维布置和振动器阵列的堆叠，超声波探头的热量产生和表面温度提高的问题变得更严重，并且变得难于从超声波探头拉出导线。因此，引起了可靠性的降低、大规模生产率的减少、较低的产量和较高的成本。因此，解决所述问题变为一个任务。

作为现有技术，日本专利申请公开JP-P2007-7262A（文献1）公开了凸型的超声波探头，其能够从压电元件的多个通道向背衬构件中的背面充分地衰减超声波，所述背衬构件具有凸出的曲面，具有良好的热辐射性能，并且能够缓和热量产生的浓度。超声波探头包括多个通道，其间布置有期望的空间，并且每个通道具有：压电元件和在所述压电元件上形成的声匹配层；支持材料，其具有凸起的曲面和 $70\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 或者更大的导热率；以及，片状的声吸收层，其具有均匀的整体厚度，所述声吸收层被粘结到所述支持材料的凸起的曲面，并且在其上安装了相应的通道的压电元件，以及其中在对应于通道的空间的位置内形成凹槽。

日本专利申请公开JP-P2006-253958A（文献2）公开了一种超声波探头，其中，多个换能器以阵列形式布置在前端（leading end）。在超声波探头内，多个超声波换能器被粘合到具有弯曲形状的柔性薄片，并且在柔性薄片内打出通孔，在所述通孔中嵌入了电连接到多个超声波换能器的独立电极的传导构件。

日本专利申请公开JP-P2004-363746A（文献3）公开了一种超声波探头，其包括：超声波换能器阵列，其中，二维地布置了设有电极的多个压电元件；以及布线材料，包括多条金属线，所述多条金属线具有对应于所述多个压电元件的布置而布置的截面（section），所述截面还分别电连接到在所述多个压电元件内提供的电极，并且在所述多个

金属线之间填充有声吸收材料。

日本专利申请公开JP-A-60-68832(文献4)公开了一种超声波探头，其包括压电振动器、在压电振动器的要查看对象侧表面上的匹配层、以及在与压电振动器的匹配层的相反的侧上的背衬层。所述背衬层通过在诸如合成树脂或者橡胶的复合材料内包含金属纤维而形成，并且所述金属纤维在与压电振动器的振动方向相同的方向上对齐，以提供在声学特性上的各向异性。

但是，按照文献1，因为在压电元件内产生的热量经由声吸收层传送到支持材料，因此热辐射效率提高不多，除非使得声吸收层的导热率更大。文献2和3公开了到超声波换能器的独立电极的安全可靠的电连接，但是未公开由于热量产生而导致的超声波探头的温度上升的问题的解决方案。按照文献4，背衬层通过在诸如合成树脂或者橡胶的复合材料内包含金属纤维而形成，并且所述金属纤维在与压电振动器的振动方向相同的方向上对齐，以提供在改进的声学特性。但是，可以想象，在压电振动器内产生的热量经由复合材料传送到金属纤维，并且辐射效率提高不多。而且，文献4未公开在到压电振动器的独立电极的电连接上的改进。

一般，在压电振动器和导线一对一对应地耦合的情况下，如果任何一个耦合故障，则整个超声波探头变得有缺陷，并且合格率变低。另外，在热辐射上，辐射效率较差，因为仅仅一条引线被耦合到一个振动器。而且，来自振动器阵列的热辐射不充分，因为诸如形成所述振动器的诸如PZT的压电陶瓷在热传导性上较差，并且，在多个振动器之间填充的环氧树脂、硅树脂、氨基甲酸酯树脂等也在热传导性上较差。于是，已经存在一个问题：在振动器阵列的中央部分上的热辐射变得特别不充分，并且引起温度分布，并且峰值温度变得较高。

发明内容

已经考虑到上述问题而实现了本发明。本发明的第一目的是提供一种背衬材料，其抑制了超声波探头的表面温度上升。而且，本发明的第二目的是提供一种背衬材料，通过其能够容易和可靠地拉出振动器的导线。此外，本发明的第三目的是提供使用该背衬材料的一种超声波探头、超声波内窥镜、超声波诊断设备和超声波内窥设备。

为了实现所述目的，根据本发明的一个方面的一种背衬材料是在超声波探头内的用于发送和/或接收超声波的至少一个振动器的背面上提供的背衬材料，并且包括：背衬基底材料，包含聚合材料；以及热传导纤维，被提供在所述背衬基底材料内，具有比所述背衬基底材料更大的导热率，并且从与所述至少一个振动器接触的背衬材料的第一表面到与所述背衬材料的第一表面不同的第二表面、不断开地穿透所述背衬基底材料。

而且，根据本发明的一个方面的一种超声波探头包括：多个振动器，具有压电材料、独立电极和共用电极，用于发送和接收超声波；声匹配层，设置为与所述多个振动器的共用电极接触；以及，根据本发明的背衬材料，其被设置为与所述多个振动器的所述独立电极接触，每个振动器的所述独立电极耦合到所述导热纤维中的至少两条。

而且，根据本发明的一个方面的一种超声波内窥镜是具有插入部分的超声波内窥镜，所述插入部分由具有柔性的材料形成，并且通过插入到要检查的对象的体腔内而被使用，并且所述超声波内窥镜在所述插入部分内包括：多个振动器，具有压电材料、独立电极和共用电极，用于发送和/或接收超声波；声匹配层，设置为与所述多个振动器的共用电极接触；根据本发明的背衬材料，被设置为与所述多个振动器的所述独立电极接触，每个振动器的所述独立电极耦合到所述导热纤维中的至少两条；照明装置，用于对所述对象的体腔内部照明；以及成像装置，用于对所述对象的体腔的内部进行光学成像。

另外，根据本发明的一个方面的一种超声波诊断设备包括：根据本发明的超声波探头；驱动信号提供装置，用于向所述多个振动器提供驱动信号；以及信号处理装置，用于处理从所述所述多个振动器输出的接收信号，以产生表示超声波图像的图像数据。此外，根据本发明一个方面的一种超声波内窥镜设备包括：根据本发明的超声波内窥镜；驱动信号提供装置，用于向多个振动器提供驱动信号；以及信号处理装置，用于处理从多个振动器输出的接收信号，以产生表示超声波图像的图像数据。

根据本发明，因为提供了导热纤维，该导热纤维具有比背衬基底材料更大的导热率，并且从与至少一个振动器接触的背衬材料的第一表面到与背衬材料的第一表面不同的第二表面、不断开地穿透所述背衬基底材料，因此，能够提供抑制超声波探头的表面温度上升的背衬材料。特别是，当振动器的独立电极电连接到多个导电导热纤维的端部表面时，能够容易和可靠地拉出振动器的导线。

附图说明

图1是是示意性示出了根据本发明的第一实施例的超声波探头的内部结构的透视图；

图2是沿着与YZ平面平行的平面的、在图1内所示的超声波探头的内部结构的剖面图；

图3A是根据本发明的第一实施例的背衬材料的平面图，图3B是根据本发明的第一实施例的背衬材料的透视图；

图4示出了与在传统情况下相比较的、根据本发明的第一实施例的超声波探头的表面温度的测量结果；

图5是示出根据本发明的第二实施例的超声波探头的内部结构的剖面图；

图6A是示出根据本发明的第四实施例的超声波探头的内部结构的剖面图，而图6B是示出了根据本发明的第四实施例的超声波探头的内部结构的平面图；

图7示出了与在传统情况下相比较的、根据本发明的第四实施例的超声波探头的表面温度的测量结果；

图8示出了在本发明的第一实施例和第五实施例之间比较的压电振动器的结构；

图9示出了与在传统情况下相比较的、根据本发明的第五实施例的超声波探头的表面温度的测量结果；

图10示出了在本发明的第四实施例和第六实施例之间比较的压电振动器的结构；

图11是示出了根据本发明的第七实施例的超声波探头的内部结构的剖面图；

图12是示出了根据本发明的一个实施例的超声波内窥镜的外观的示意图；

图13A是示出了在图12内所示的插入部分的前端的上表面的平面图，而图13B是示出了在图12内所示的插入部分的前端的侧表面的侧剖面图；

图14示出了包括根据本发明的相应实施例的超声波探头和超声波诊断设备主体的超声波诊断设备；并且

图15示出了包括根据本发明的一个实施例的超声波内窥镜和超声波内窥设备主体的超声波内窥设备。

具体实施方式

在下文中，参见附图来详细说明本发明的优选实施例。相同的附图标号将被分配到相同的部件元件，并且将省略对其的说明。

图1是示意性示出了按照本发明的第一实施例的超声波探头的内部结构的透视图，以及图2是沿着与YZ平面平行的平面的图1所示的超声波探头的内部结构的横截面视图。当执行腔外扫描时，超声波探头与要检查的对象接触地使用，或者当执行腔内扫描时，超声波探头通过插入对象的体腔内而使用。

如图1和2中所示，超声波探头具有：背衬材料1；在所述背衬材料1上设置的一个或多个超声波换能器（压电振动器）2；在那些压电振动器2之间提供的树脂3；在压电振动器2上提供的一个或多个声匹配层（在图1和2中示出了两个声匹配层4a和4b）；声透镜5，按照需要被提供在所述声匹配层上；两个柔性印刷电路板（FPC）6，被固定在背衬材料1的两个侧表面和底表面上；绝缘树脂7，其经由FPC 6被形成在所述背衬材料1、压电振动器2和声匹配层4a和4b的侧表面上；以及电线8，其连接到FPC 6。在图1中，省略FPC 6到电线8，并且声透镜5被部分地切除以显示压电振动器2的布置。在该实施例中，在X轴方向上布置的所述多个压电振动器2形成一维振动器阵列。

如图2中所示，每个压电振动器2包括：形成在背衬材料1上的独立电极2a；在所述独立电极2a上形成的PZT（锆钛酸铅）的压电材料2b等；以及在压电材料2b上形成的共用电极2c。通常，所述共用电极2c共同连接到地电势（GND）。压电振动器2的独立电极2a经由在两个FPC 6上形成的印刷布线连接到电线8，所述两个FPC 6被固定在背衬材料1的两个侧表面和底表面上。（在X轴方向上的）压电材料2b的宽度是100微米，（在Y轴方向上的）长度是5000微米，并且（在Z轴方向上的）厚度是300微米。压电材料2b的极化方向是Z轴方向。

而且，可以经由绝缘树脂7在背衬材料1和压电振动器2的侧表面上提供至少一个热辐射板（在图2内示出了两个热辐射板9）。在这种情况下，热辐射板9可以连接到在电缆内提供的传导材料的屏蔽层，所述电缆用于将超声波探头连接到超声波诊断设备主体。作为热辐射板9的材料，使用具有高导热率的金属，诸如铜（Cu）。而且，作为绝缘树脂7，期望使用具有高导热率的树脂。在压电振动器2的中央部分处产生的热量运动通过背衬材料1，并且经由绝缘树脂7传送到热辐射板9。

多个超声波振动器2根据从超声波诊断设备主体分别提供的驱动信号来产生超声波。而且，所述多个超声波振动器2分别接收从对象传

播的超声波回声并产生多个电信号。所述电信号被输出到超声波诊断设备主体，并且被作为超声波回声的接收信号进行处理。

在超声波振动器2的前表面上布置的声匹配层4a和4b由例如容易传播超声波的Pyrex（注册商标）玻璃或者包括金属粉末的环氧树脂形成，并且提供在作为活体的对象和超声波振动器2之间的声阻抗的匹配。由此，从超声波振动器2发送的超声波有效地传播到对象内。

声透镜5由例如硅橡胶形成，并且将从超声波换能器阵列12发送并且传播通过声匹配层4a和4b的超声波束聚焦在对象内的预定深度。

图3A是根据本发明的第一实施例的超声波探头内的背衬材料的平面图，而图3B是根据本发明的第一实施例的超声波探头内的背衬材料的透视图。在本发明的第一实施例内，背衬材料1包括：背衬基底材料11，具有电绝缘属性；以及导热纤维12，设置在背衬基底材料11内并具有电绝缘属性。在此，导热纤维12具有比背衬基底材料11更高的导热性。

如图3B内所示，导热纤维12从与多个压电振动器（振动器阵列）接触的背衬材料1的第一表面到与背衬材料1的第一表面不同的第二表面、不断开地穿透所述背衬基底材料11。在背衬材料1上提供的每个压电振动器2的独立电极2a耦合到至少两个导热纤维12，并且提高从压电振动器2的辐射效率。在凸型阵列探头的情况下，使用具有向上凸出形状的背衬材料1。

背衬基底材料11由具有大的声音衰减的材料形成，例如诸如里面散布了铁氧体粉末、PZT粉末或者金属粉末的树脂或者橡胶的聚合材料，并且背衬基底材料11具有促进从多个压电振动器2产生的不期望的超声波的衰减的功能。

在根据本发明的第一实施例的背衬材料内，通过在环氧树脂内混合钨细粒子来形成背衬基底材料11。例如，环氧树脂的重量百分比是70%。所述钨细粒子提供了背衬材料1所需要的声衰减功能。而且，为了电绝缘，用氧化硅（ SiO_2 ）的绝缘薄膜来覆盖钨细粒子的表面。背衬基底材料11的导热率 κ 是 $2\text{W/m}\cdot\text{K}$ 。

通过向氮化铝（ AlN ）纤维的表面施加与背衬基底材料11相同材料的树脂并且固化其来形成导热纤维12。氮化铝纤维的直径是例如15微米，并且导热纤维12的直径比氮化铝纤维的直径大一个尺寸。以下述方式来形成在图3A和3B内所示的背衬材料1，这些导热纤维12被捆扎，并且在它们之间的空间被填充要作为背衬基底材料11的材料并且被固化，然后，它们被切割和接地。背衬材料1的整体大小例如在长度上（在X轴方向上）是50mm，在宽度上（在Y轴方向上）为30mm，并且在厚度上（在Z轴方向上）是10mm。

导热纤维12不中断地从背衬材料1的上端表面贯穿到下端表面，并且在两个端表面上暴露。氮化铝（ AlN ）是电绝缘材料，并且具有大的导热率，其导热率 κ 是 $200\text{W/m}\cdot\text{K}$ 。通过调整要被施加到氮化铝纤维的表面的树脂涂膜的厚度，能够调整在背衬材料1内的氮化铝的体积分数。

如果将背衬材料1的声阻抗匹配到压电振动器的声阻抗（例如 $Z=34\text{Mrayl}$ ），则超声波探头的频率特性覆盖更宽的频带，震动波形变得更短，并且在深度方向上的分辨能力变得更高，同时超声波探头的灵敏度变得更低。即，所述频率特性和所述灵敏度具有权衡（trade-off）的关系。实际上，必须按照考虑到所述权衡关系的目的是选择最佳值。

在所述实施例内，氮化铝的体积分数是70%。在该条件下，在声波传播方向上的背衬材料的声阻抗 Z_b 是 29.2Mrayl 。通过下述方式获得下述结果：通过使用激光闪光方法来测量在与根据本实施例的背衬材

料的声波传播方向平行的方向上的导热率 κ （平行）和在与所述声波传播方向垂直的方向上的导热率 κ （垂直）。

$$\kappa(\text{平行}) = 141\text{W/m}\cdot\text{K}$$

$$\kappa(\text{垂直}) = 6.5\text{W/m}\cdot\text{K}$$

与背衬基底材料11的导热率 $\kappa=2\text{W/m}\cdot\text{K}$ 相比较，在与根据本实施例的背衬材料的声波传播方向平行的方向上的导热率 κ （平行）和在与所述声波传播方向垂直的方向上的导热率 κ （垂直）都增大。特别是，在与声波传播方向平行的方向上的导热率 κ （平行）显著增大。

为了比较，通过在与背衬基底材料11相同的树脂内以70%的体积分数混合氮化铝粒子而形成的背衬材料的导热率的测量结果是 $7\text{W/m}\cdot\text{K}$ 。这个值近乎等于在与根据本实施例的背衬材料的所述声波传播方向垂直的方向上的导热率 κ （垂直）的值。

图4示出了与在传统情况下比较的、根据本发明的第一实施例的超声波探头的表面温度的测量结果。通过测量在23摄氏度的空气内的声透镜的表面温度来进行该测量。在表面温度测量中使用的超声波探头内，不提供在图2内所示的热辐射板9。图4（a）示出了在X轴方向上的温度分布，其通过在声透镜的表面上的峰值温度点，而图4（b）示出了在Y轴方向上的温度分布，其通过在声透镜的表面上的峰值温度点。

使用不包含氮化铝纤维的传统背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T1是39摄氏度，而使用按照本实施例的包含氮化铝纤维的背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T2是28摄氏度。因此，能够通过使用包含导热纤维的背衬材料来减少超声波探头的表面温度。

接着，将参见图1和5来说明本发明的第二实施例。该第二实施例与第一实施例不同在于，在第二实施例中，所述导热纤维具有导电性，并且，通过使用导热纤维来进行在独立电极和电线之间的电连接。该

配置的其余部分与第一实施例相同。

图5是示出根据本发明的第二实施例的超声波探头的内部结构的剖面图。如图5内所示，压电振动器2包括在背衬材料1上形成的独立电极2a、在独立电极2a上形成的PZT（锆钛酸铅）等的压电材料2b以及在压电材料2b上形成的共用电极2c。通常，共用电极2c共同连接到地电势（GND）。

在第二实施例内，背衬材料1包括：背衬基底材料13，具有电绝缘属性；以及在背衬基底材料13内提供的具有导电性的导热纤维14。在此，导热纤维14具有比背衬基底材料13更高的导热率。每个压电振动器2的独立电极2a被电连接到具有导电性的两个或者多个导热纤维14，并且经由在背衬材料1的底部上提供的引线焊盘15而进一步电连接到电线8。

在根据本发明的第二实施例的背衬材料内，通过在环氧聚氨酯混合橡胶内混合碳化钨细粒子而形成背衬基底材料13。例如，环氧聚氨酯混合橡胶的重量百分比是95%。所述碳化钨细粒子提供了背衬材料所需要的声衰减功能。而且，为了电绝缘，碳化钨细粒子的表面被覆盖氧化硅（ SiO_2 ）的绝缘薄膜。背衬基底材料13的导热率 κ 是 $5\text{W/m}\cdot\text{K}$ 。

在此，将说明一种用于在碳化钨细粒子的表面上形成氧化硅的绝缘薄膜的方法。首先，使用烧杯，通过向里面已经溶解了硅的醇盐的200g的无水乙醇加上20g的碳化钨粉末来制备混合液体。作为硅的醇盐，使用四乙氧基硅烷（TEOS： $\text{Si}(\text{OCH}_2\text{CH}_3)_4$ ），或者可以使用四甲氧基硅烷、四丙氧基硅烷或者四丁氧基硅烷等。

然后，将100g包含10%的重量百分比的水的乙醇被滴入已经搅拌和悬浮的混合液体的烧杯内，以便分解（水解）在混合液体内的醇盐，由此，在碳化钨粉末的表面上形成包含氧化硅（ SiO_2 ）的绝缘涂层。如果在要滴入的含水乙醇内的水的重量浓度高，则醇盐分解的物质的自发成核的比率

变高，并且通过熟化而形成涂层变得困难。另一方面，如果在要滴入的含水乙醇内的水的重量浓度低，则水解需要长时间，或者未反应的物质可能遗留下来。因此，最好将要滴入的含水乙醇内的水的重量浓度设置为50%的重量百分比或者更为优选设置为5%到20%的重量百分比。

为了促进水解反应，优选的是，在滴入含水乙醇期间将混合液体加热到大约60摄氏度的温度，或者通过向要滴入的含水乙醇加上盐酸等而产生大约pH2到pH4的混合液体微酸性。而且，为了完成水解反应，优选的是，在滴入含水乙醇后保持加热的同时，可以执行几个小时的干馏。然后，将所述混合液体保持在100摄氏度的温度下以蒸发液体成分，并且进一步，将干燥后的粉末在300摄氏度的温度下保持2个小时。由此，能够形成紧密的涂层。

而且，通过下述方式形成导热纤维14：在铜纤维的表面上电沉积绝缘树脂以用于电绝缘，并且在其上施加与背衬基底材料13相同材料的树脂，并且固化它。铜纤维的直径是例如20微米，并且导热纤维14的直径比铜纤维的直径大一个尺寸。以下述方式来形成在图3A和3B内所示的背衬材料1，这些导热纤维14被捆扎，并且在它们之间的空间内填充要作为背衬基底材料13的材料，并且固化，然后，它们被切割和接地。

铜纤维的导热率 κ 是390 W/m·K。当在背衬材料内的铜的体积分数被设置为70%时，在与按照本实施例的背衬材料的声波传播方向（导热纤维取向的方向上）平行的方向上的导热率 κ （平行）是275 W/m·K，在与声波传播方向垂直的方向上的导热率 κ （垂直）是16 W/m·K，并且在与声波传播方向平行的方向上的声阻抗 Z 是31.1Mrayl。

接着，将说明本发明的第三实施例。在根据本发明的第三实施例的超声波探头内，具有导电性的碳（C）纤维被用作背衬材料的导热纤维。通过像在第一实施例的情况那样在环氧树脂内混合70%的重量百分比的钨细粒子来制造背衬基底材料。在本实施例内的背衬基底材料的导热率 κ 是2

W/m·K。

碳纤维的直径例如是10微米。在碳纤维的纵向上的导热率 κ 是1000 W/m·K。当在背衬材料内的铜的体积分数被设置为50%时，在背衬材料的导热纤维取向的方向上的导热率 κ （平行）是501 W/m·K，在与该方向垂直的方向上的导热率 κ （垂直）是3.8 W/m·K，并且在与声波传播方向平行的方向上的声阻抗 Z 是31.9 Mrayl。

接着，将说明本发明的第四实施例。在根据本发明的第四实施例的超声波探头内，在里面贯穿提供了导热纤维的背衬材料上提供了二维振动器阵列。在第四实施例内，例如，可以使用根据本发明第一到第三实施例的任何一个的背衬材料，并且下面将说明使用按照第三实施例的背衬材料的情况。

图6A是示出了根据本发明的第四实施例的超声波探头的内部结构的剖面图，而图6B是示出了根据本发明的第四实施例的超声波探头的内部结构的平面图。在图6B内，省略了除了共用电极之外的上层。在本实施例内，通过向背衬材料1内嵌入和布置多个压电振动器2而形成二维振动器阵列。

如图6A和6B内所示，每个压电振动器2包括在背衬材料1上形成的独立电极2a、在独立电极2a上形成的压电材料2b以及在压电材料2b上形成的共用电极2c。通过例如溅射来形成独立电极2a和共用电极2c。各个压电振动器2的大小例如是300微米×300微米×600微米。在所述二维振动器阵列上，形成一个或多个声匹配层（在图6A和6B内示出了两个声匹配层4a和4b）和声透镜5（按照需要）。

作为导热纤维12的多个碳纤维被耦合到每个压电振动器2的独立电极2a。每个压电振动器2的独立电极2a被电连接到多个碳纤维，并且经由在背衬材料1的下表面上提供的引线焊盘15（用于独立电极的引线焊盘）进一步电连接到电线8。共用电极2c也经由在背衬材料1的下表面上提供的引

线焊盘16（用于共用电极的引线焊盘）电连接到电线8。因为多个碳纤维被连接到每个压电振动器2，因此能够减少故障连接的概率，并且能够提高可靠性。而且，提高了制造产量，并且降低了成本。

图7示出了与在传统情况下相比较的、根据本发明的第四实施例的超声波探头的表面温度的测量结果。通过测量在23摄氏度的空气内的声透镜的表面温度来进行所述测量。图7（a）示出了在X轴方向上的温度分布，其通过在声透镜的表面上的峰值温度点，而图7（b）示出了在Y轴方向上的温度分布，其通过在声透镜的表面上的峰值温度点。

使用不包含导热纤维的传统背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T3是43摄氏度，而使用按照本实施例的包含导热纤维的背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T4是26摄氏度。因此，已知能够通过使用包含导热纤维的背衬材料来减少超声波探头的表面温度。

接着，将说明本发明的第五实施例。按照第五实施例的超声波探头在根据本发明的第一到第三实施例的超声波探头的一维振动器阵列内使用多层压电振动器。如下，将说明在根据第一实施例的超声波探头内使用多层压电振动器的情况。

图8示出了在本发明的第一实施例和第五实施例之间的比较的压电振动器的结构。在第一实施例内，如图8（a）内所示，压电振动器包括独立电极2a、在所述独立电极2a上形成的压电材料2b以及在压电材料2b上形成的共用电极2c，并且具有单层结构。

另一方面，在第五实施例内，如图8（b）内所示，压电振动器包括由PZT等形成的多个压电材料层2d、下电极层2e、在该多个压电材料层2d之间交替插入的内部电极层2f和2g、上电极层2h、绝缘膜2i和前侧电极2j和后侧电极2k（未示出），并且具有多层结构。

在此，下电极层2e连接到前侧电极2j，并且与后侧电极绝缘。上电极层2h连接到后侧电极，并且与前侧电极2j绝缘。而且，内部电极层2f连接到后侧电极，并且通过绝缘膜2i与前侧电极2j绝缘。另一方面，内部电极层2g连接到前侧电极2j，并且通过绝缘膜2i而与后侧电极绝缘。以这种方式形成超声波换能器的电极，并且用于向压电振动器层的三层2d施加电场的三对电极并联连接。压电振动器层的数量不限于3，但是可以是2或者4或者更多。

在所述多层压电振动器内，相对电极的面积变得比单层元件的相对电极的面积更大，并且电阻抗变低。因此，对于所施加的电压，所述多层压电振动器比具有相同大小的单层压电振动器更有效地工作。具体上，假定压电材料层的数量是N，则多层压电振动器的数量是单层压电振动器的压电材料层的数量的N倍，并且所述多层压电振动器的每层的厚度是单层压电振动器的每层的厚度的 $1/N$ ，并且多层压电振动器的电阻抗是单层压电振动器的电阻抗的 $1/N^2$ 倍。因此，能够通过增加或者减少堆叠的压电材料层的数量来调整压电振动器的电阻抗，因此，容易提供在驱动电路或者信号电缆和其本身之间的电阻抗匹配，并且能够提高灵敏度。另一方面，由于压电振动器的堆叠形式，提高了电容。并且在每个压电振动器内产生的热量变大。通过使用里面插入了导热纤维的背衬材料，将所增加的热量传送到超声波探头的外部，并且防止了超声波探头的温升。

图9示出了与在传统情况下相比较的、根据本发明的第五实施例的超声波探头的表面温度的测量结果。通过在23摄氏度的空气内测量声透镜的表面温度而进行测量。在表面温度处理中使用的超声波探头内，没有提供在图2内所示的热辐射板9。图9(a)示出了在X轴方向上的温度分布，其通过在声透镜的表面上的峰值温度点，而图9(b)示出了在Y轴方向上的温度分布，其通过在声透镜的表面上的峰值温度点。

因为超声波探头具有多层结构，因此所产生的热量更大，并且峰值温度比在本发明的第一实施例更高。在使用不包含导热纤维的传统背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T5是77摄氏度，而在使用按照本实施例的包含导热纤维的背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T6是35摄氏度。因此，已知能够通过使用包含导热纤维的背衬材料来减少超声波探头的表面温度。

将说明本发明的第六实施例。按照第六实施例的超声波探头在按照第四实施例的超声波探头的二维振动器阵列内使用多层压电振动器。

图10示出了在本发明的第四实施例和第六实施例之间的比较的压电振动器的结构。在图10(a)内所示的第四实施例内，压电振动器包括独立电极2a、在独立电极2a上形成的压电材料2b以及在压电材料2b上形成的共用电极2c，并且具有单层结构。

另一方面，在图10(b)内所示的第六实施例中，一种压电振动器包括多个由PZT等形成的压电材料层2d、下电极层2e、在所述多个压电材料层2d之间交替插入的内部电极层2f和2g、上电极层2h、绝缘膜2i和侧电极2j和2k，并且具有多层结构。

在此，下电极层2e连接到在附图右侧的侧电极2k，并且与在附图左侧的侧电极2j绝缘。上电极层2h连接到侧电极2j，并且与侧电极2k绝缘。而且，内部电极层2f连接到侧电极2j，并且通过绝缘膜2i与侧电极2k绝缘。另一方面，内部电极层2g连接到侧电极2k，并且通过绝缘膜2i与侧电极2j绝缘。以这种形式形成超声波换能器的电极，并且用于向压电振动器层的三层2d施加电场的三对电极并联连接。压电振动器层的数量不限于3，而是可以是2或者4或者更多。

由于压电振动器的堆叠形式，提高了电容，并且在每个压电振动

器内产生的热量变大。所增加的热量使用里面插入导热纤维的背衬材料而传送到超声波探头的外部，由此，能够防止超声波探头的温升。

在本发明的第六实施例内，将说明在温度23摄氏度的空气内的声透镜的表面温度的测量结果。在第六实施例内，因为压电振动器具有多层结构，所产生的热量的量更大，并且在声透镜5的表面上的峰值温度比第四实施例更高。在使用不包含碳纤维的传统背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T7是79摄氏度，而在使用按照本实施例的包含碳纤维的背衬材料的超声波探头的声透镜的表面上的峰值温度T8是33摄氏度。因此，已知能够通过使用包含导热纤维的背衬材料来减少超声波探头的表面温度。

将说明本发明的第七实施例。按照第七实施例的超声波探头使用里面贯穿设置了电绝缘导热纤维和导电导热纤维的背衬材料以及一维或者二维振动器阵列。

图11是根据本发明的第七实施例的超声波探头的内部结构的剖面图。如图11内所示，在背衬材料1内，电绝缘导热纤维12a被向着背衬材料1内的侧表面折叠，并且热耦合到压电振动器2且热耦合到在背衬材料1的侧表面上提供的热辐射片19。另一方面，导电导热纤维12b被从背衬材料1的上端面插入到下端面，并且电连接到压电振动器2，电连接到引线焊盘15，并且经由引线焊盘15而进一步电连接到电线8。

电绝缘导热纤维12a由例如具有10微米的直径的氮化铝（AlN）纤维形成。导电导热纤维12b由具有例如15微米的直径的碳纤维形成。像在第一实施例的情况那样，通过在环氧树脂内混合钨（W）细粒子来形成背衬基底材料11。可以通过用电绝缘导热树脂18填充背衬材料1的底部来进一步改善辐射属性。

接着，将参见图12和13来说明根据本发明的一个实施例的超声波

内窥镜。所述超声波内窥镜指的是在内窥检查单元的插入部分的前端设有超声波换能器部分的设备，用于光学地观察对象的体腔内部。

图12是示出了根据本发明的一个实施例的超声波内窥镜的外观的示意图。如图12内所示，超声波内窥镜100包括插入部分101、操作部分102、连接线缆103和通用线缆104。超声波内窥镜100的插入部分101是由具有柔性的材料形成的细长管，用于插入到对象的体内。超声波换能器部分110被提供在插入部分101的前端。操作部分102被提供在插入部分101的基端，经由连接线缆103连接到超声波内窥设备主体，并且经由通用线缆104连接到光源单元。在操作部分102内提供了用于向插入部分101内插入治疗工具等的治疗工具插入开口105。

图13A是示出了在图12内所示的插入部分的前端的上表面的平面图，而图13B是示出了在图12内所示的内部部分的前端的侧表面的侧剖面图。在图13A内，省略了在图13B内所示的声匹配层124。

如图13A和13B内所示，在所述插入部分的前端处，设置超声波换能器部分110、观察窗口111、照明窗口112、治疗工具通道开口113和喷管孔114。在治疗工具通道开口113内提供了标点针（punctuation needle）115。在图13A内，将物镜安装到观察窗口111内，并且在物镜的成像位置处提供了诸如CCD照像机的图像引导装置或者固态图像传感器的输入端。这些配置了观察光学元件。可以配置所述观察光学元件，使得经由物镜从观察窗口111进入的图像被经由图像引导装置取出超声波内窥镜，并且能够在图像引导装置的输出端执行成像或者观察。而且，在照明窗口112内安装照明透镜，用于经由光导输出要从光源单元提供的照明光。这些配置了照明光学元件。

治疗工具通道开口113是用于引出从在图12内所示的操作部分102内提供的治疗工具插入开口105插入的治疗工具等。通过从孔伸出诸如标点针115或者镊子的治疗工具并且使用操作部分102来操作它，在对

象的体腔内执行各种治疗。喷管孔114被提供来用于注射液体（水等），以清洁观察窗口111和照明窗口112。

超声波换能器部分110包括凸型多行阵列，并且振动器阵列120具有在曲面上分5行布置的多个超声波换能器（压电振动器）。如图13B内所示，在振动器阵列120的前侧上提供了声匹配层124。按照需要在声匹配层124上提供声透镜。而且，在振动器阵列120的背侧上提供了背衬材料125。

在图13A和13B内，凸型多行阵列被示出为振动器阵列120，但是，可以使用其中在圆柱表面上布置多个超声波换能器的辐射型超声波换能器部分，或者其中在球表面上布置了多个超声波换能器的超声波换能器部分。在本实施例内，在所述超声波换能器部分内，使用像根据本发明的第一到第七实施例的任何一个的超声波探头的那样的背衬材料、使用所述背衬材料的辐射结构和/或电子连接结构。

如上，已经说明了本发明的各个实施例，但是，本发明不限于那些实施例。例如，可以组合地使用具有不同直径的多种导热纤维来作为要在背衬基底材料内提供的导热纤维。而且，虽然已经说明了使用氮化铝（AlN）来作为电绝缘导热纤维的材料的示例，但是可以使用其他材料，诸如氧化铝（Al₂O₃）、氧化硅（SiO₂）、金刚石（C）或者氮化硼（BN）。虽然已经说明了使用铜（Cu）或者碳纤维来作为导电导热纤维的材料的示例，但是可以使用诸如金（Au）、银（Ag）或者铝（Al）的金属或者诸如碳化硅（SiC）或者碳化钨（WC）的金属化合物。考虑到导热率，期望使用碳纤维或者金属。

虽然已经说明了使用钨（W）和碳化钨（WC）来作为要混合到背衬基底材料内的细粒子的示例，但是可以使用其他材料，诸如硼化钨（WB）、氮化钨（WN）和铁氧体。而且，为了提高导热率，可以混合粒子，诸如金刚石粒子、石墨（black lead）粒子、金属粒子、碳化

硅 (SiC)、氮化铝 (AlN)、碳化钨 (WC)、氮化硼 (BN) 或者氧化铝 (Al₂O₃)。

已经通过将具有平面形状的背影材料作为示例而说明了根据本发明的第一到第七实施例的背影材料，但是，可以使用具有诸如凸出形状的弯曲形状的背影材料。已经通过将具有凸出形状的背影材料作为示例而说明了在图13A和13B内所示的背影材料，但是，可以使用具有平面形状的背影材料。

在根据各个实施例的超声波探头和超声波内窥镜内，可以使用具有较低导热率的声匹配层和/或具有较低导热率的声透镜来用于降低表面温度。而且，在根据各个实施例的超声波探头和超声波内窥镜内，可以从背影材料向外壳或者电缆释放热量。

此外，在根据本发明的第四实施例或者第六实施例的超声波探头内，将超声波探头形成为二维阵列探头，以便可以分别地驱动二维阵列的多个振动器，但是，通过形成整个电极，所述超声波探头可以被形成为单个复合压电元件，其被作为单个元件来驱动。

图14示出了包括根据本发明的各个实施例的超声波探头和超声波诊断设备主体的超声波诊断设备。如图14内所示，超声波探头10经由电缆31和电连接器32电连接到所述超声波诊断设备主体30。电缆31向相应的超声波换能器发送在超声波诊断设备主体30内产生的驱动信号，并且向超声波诊断设备主体30发送从相应的超声波换能器输出的接收信号。

所述超声波诊断设备主体30包括：超声波控制单元51，用于控制使用超声波换能器进行的成像操作；驱动信号产生单元52；发送/接收切换单元53；接收信号处理单元54；图像产生单元55；以及超声波图像显示单元56。驱动信号产生单元52包括例如多个驱动电路（脉冲装

置等)，并且产生要用于分别驱动多个超声波换能器的驱动信号。所述发送/接收切换单元53切换到超声波探头10的驱动信号的输出和来自超声波探头10的接收信号的输入。

接收信号处理单元54包括例如多个前置放大器、多个模数转换器和数字信号处理电路或者CPU，并且对于从超声波换能器输出的接收信号执行放大、相位匹配和相加、检测等的预定信号处理。图像产生单元55根据已经被执行了所述预定信号处理的接收信号来产生用于表示超声波图像的图像数据。超声波图像显示单元56根据如此产生的图像数据来显示超声波图像。

图15示出了根据本发明的一个实施例的包括超声波内窥镜和超声波内窥设备主体的超声波内窥设备。所述多个超声波换能器经由插入部分101、操作部分102和连接线缆103而电连接到超声波内窥设备主体40。多条屏蔽线向相应的超声波换能器发送在超声波内窥设备主体40内产生的驱动信号，并且向超声波内窥设备主体40发送从相应的超声波换能器输出的接收信号。

超声波内窥设备主体40包括超声波控制单元51、驱动信号产生单元52、发送/接收切换单元53、接收信号处理单元54、图像产生单元55、超声波图像显示单元56、光源60、成像控制单元61、图像传感器驱动信号产生单元62、视频处理单元63和图像显示单元64。

已经相对于超声波诊断设备说明了超声波控制单元51、驱动信号产生单元52、发送/接收切换单元53、接收信号处理单元54、图像产生单元55和超声波图像显示单元56，并且将省略对这些部件的说明。光源60发出用于照明对象的光。从光源60输出的光通过插入部分101的照明窗口112（图13A）经由通用线缆104照明对象。由成像传感器通过插入部分101的观察窗口111（图13A）对被照明的对象成像，并且从图像传感器输出的视频信号经由连接线缆103被输入到超声波内窥设备主

体40的视频处理单元63。

成像控制单元61使用图像传感器来控制成像操作。所述图像传感器驱动信号产生单元62产生要被提供到所述图像传感器的驱动信号。视频处理单元63根据要从所述图像传感器输入的视频信号来产生图像数据。图像显示单元64输入来自视频处理单元63的图像数据，并且显示对象的图像。

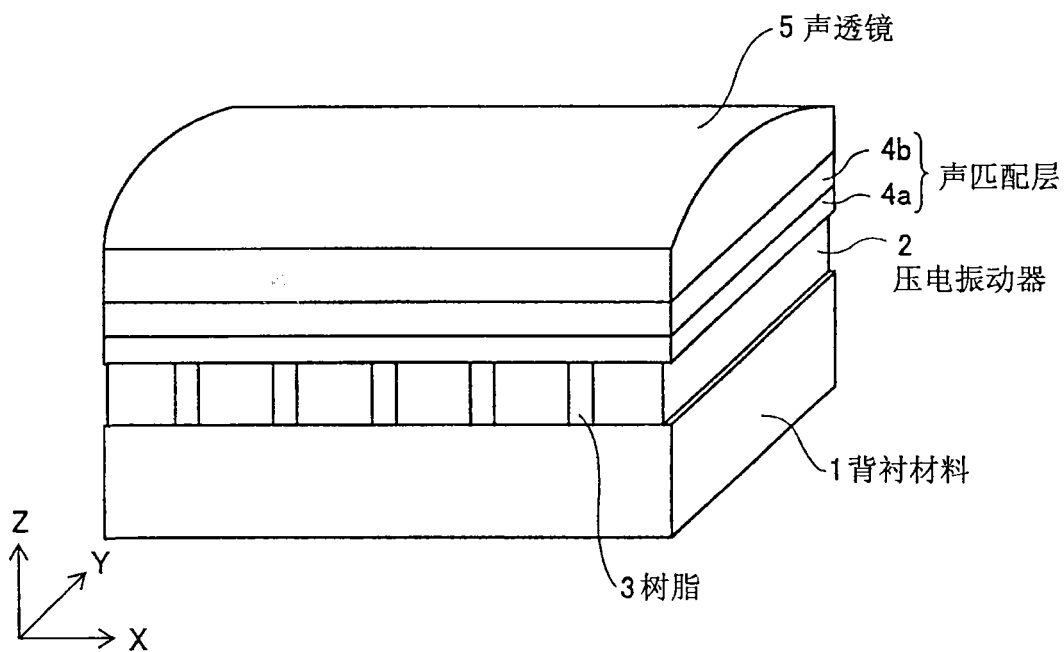


图1

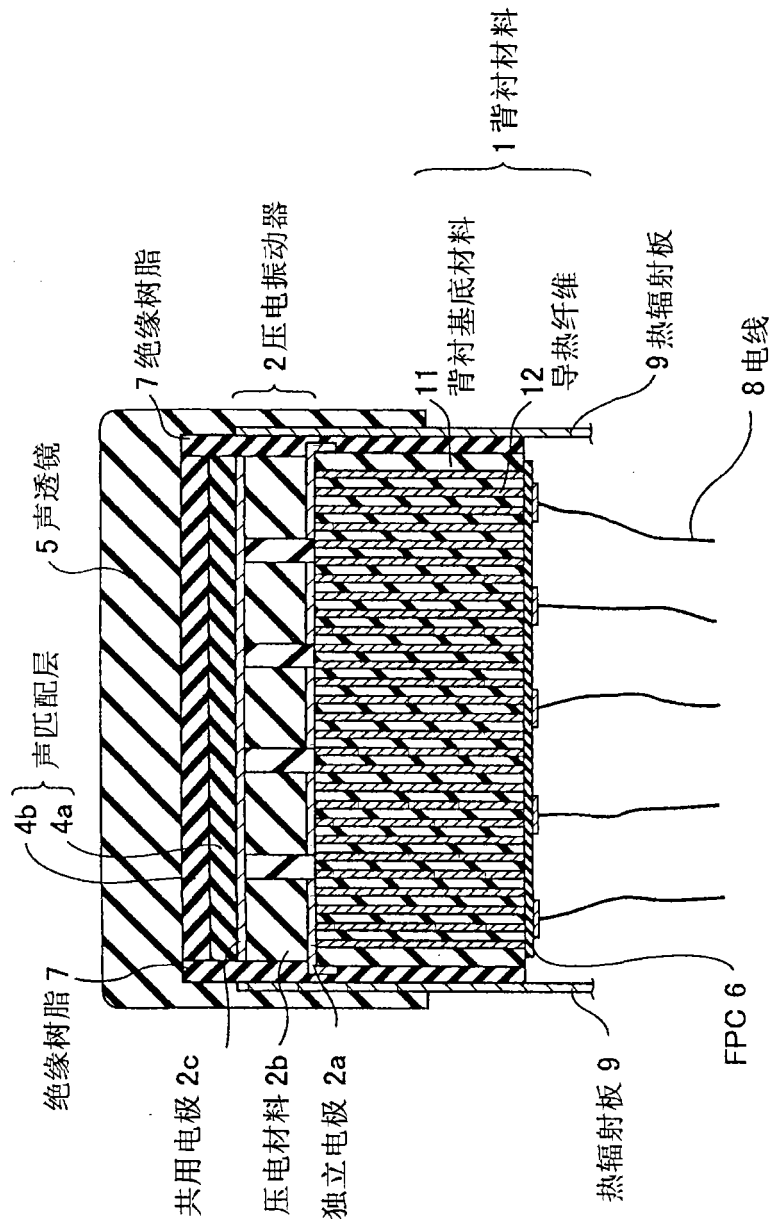


图2

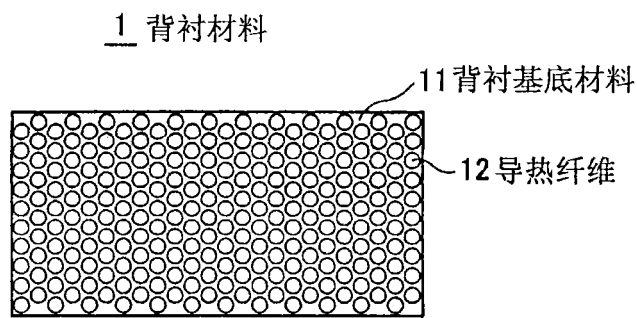


图3A

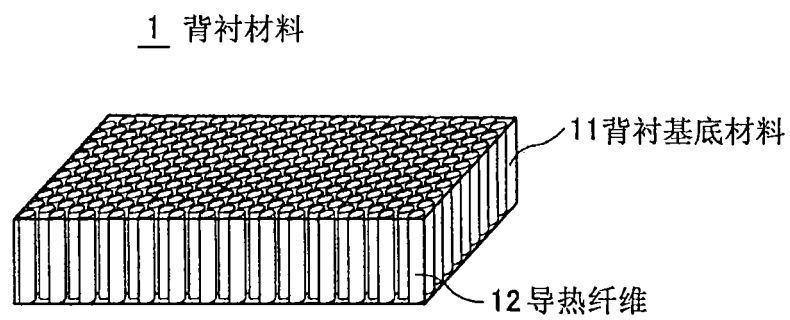


图3B

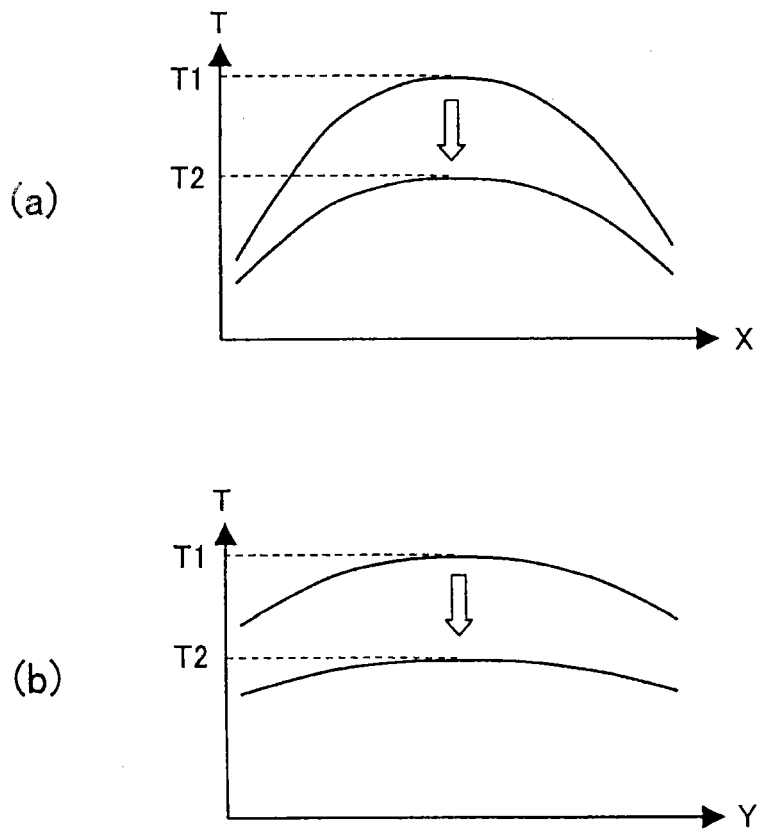


图4

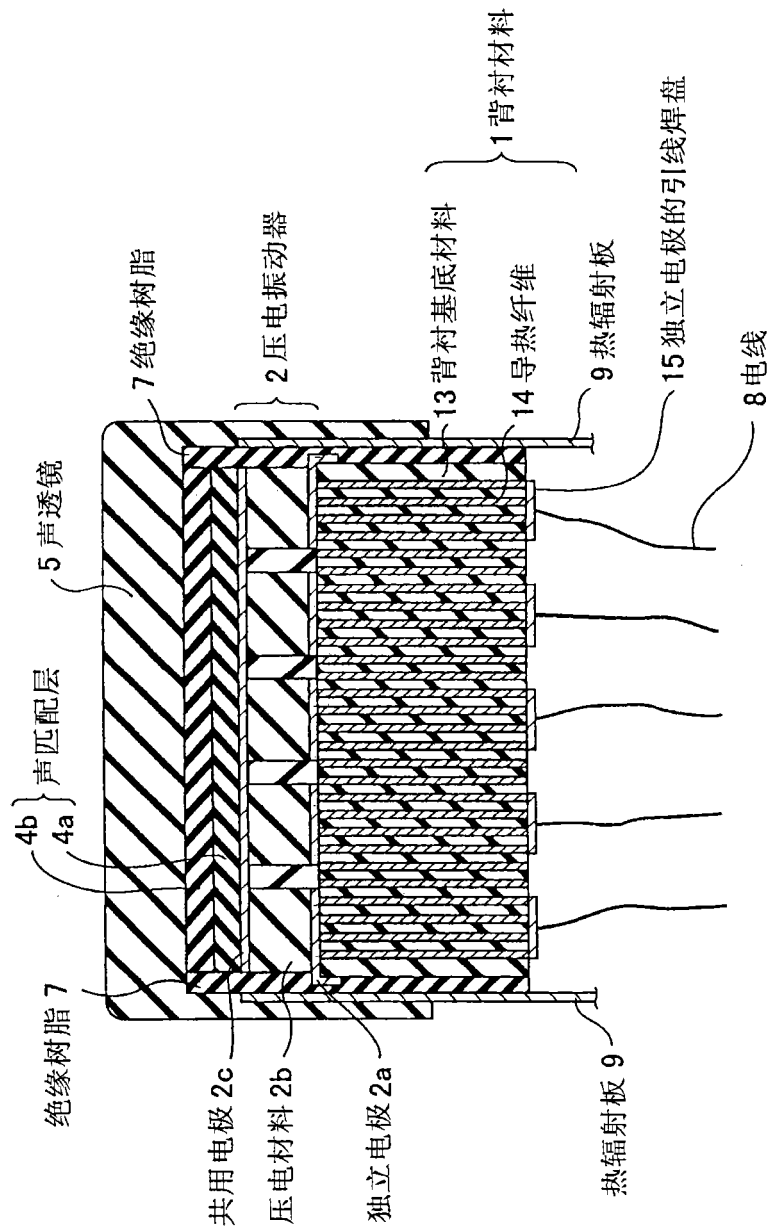


图5

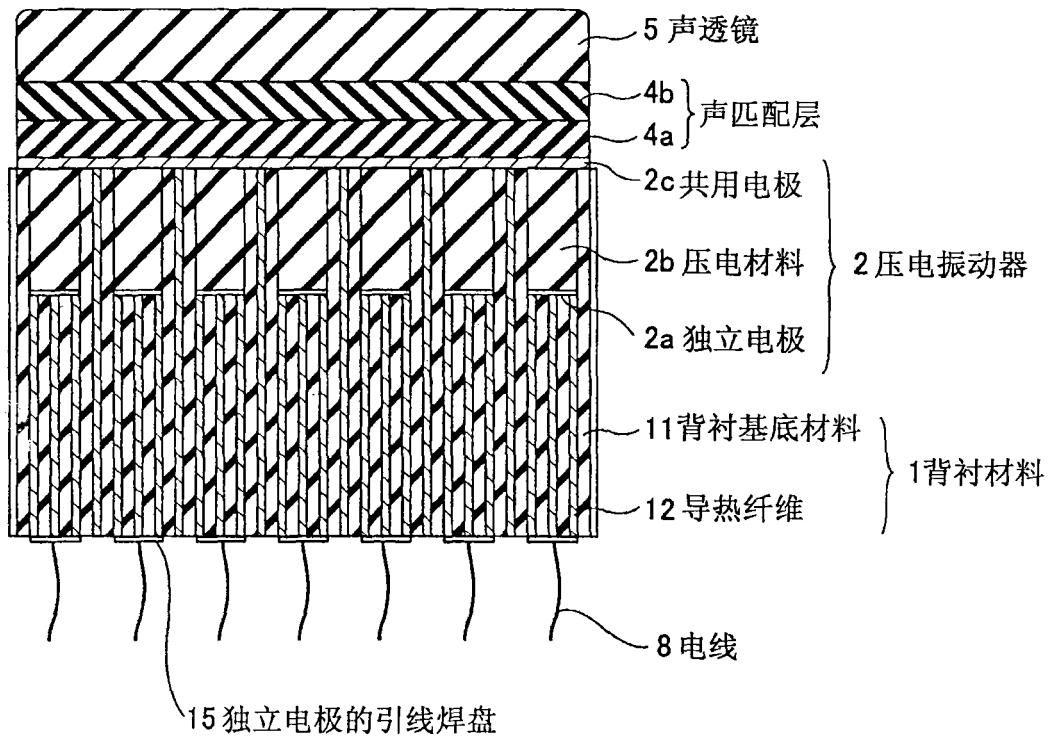


图6A

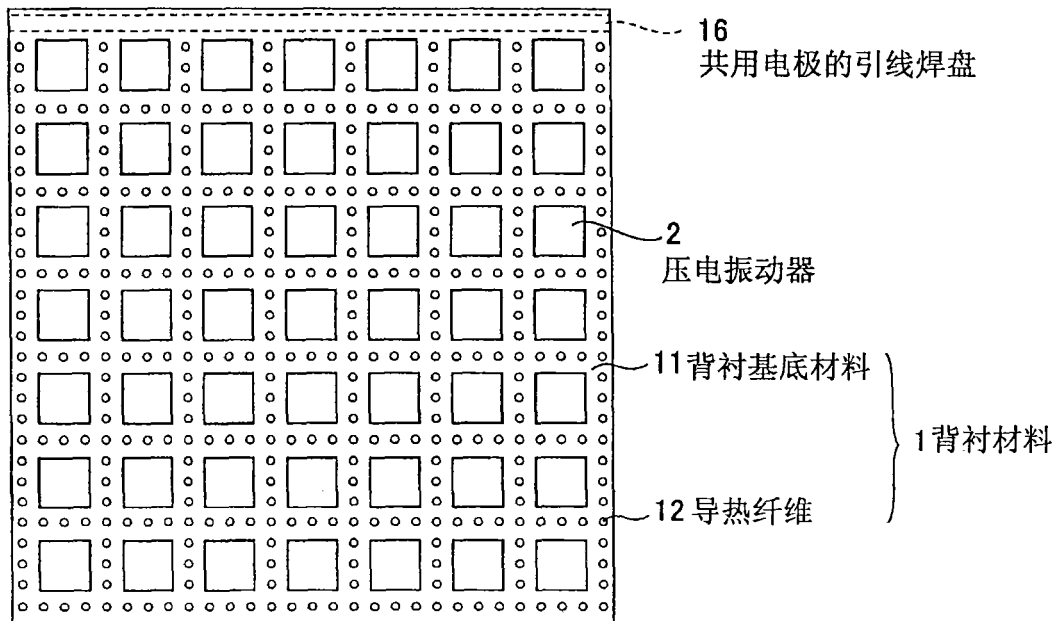


图6B

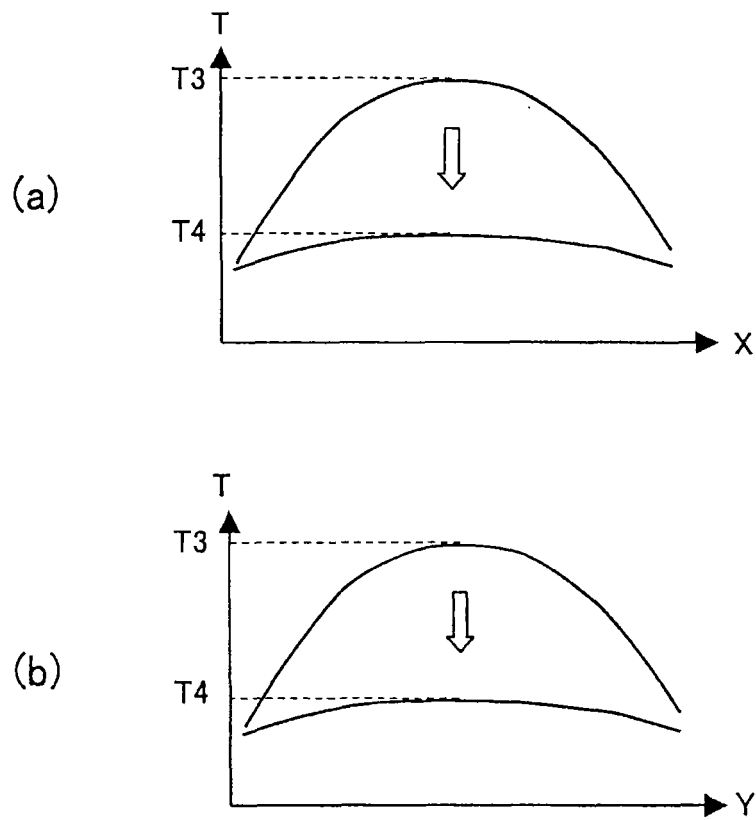


图7

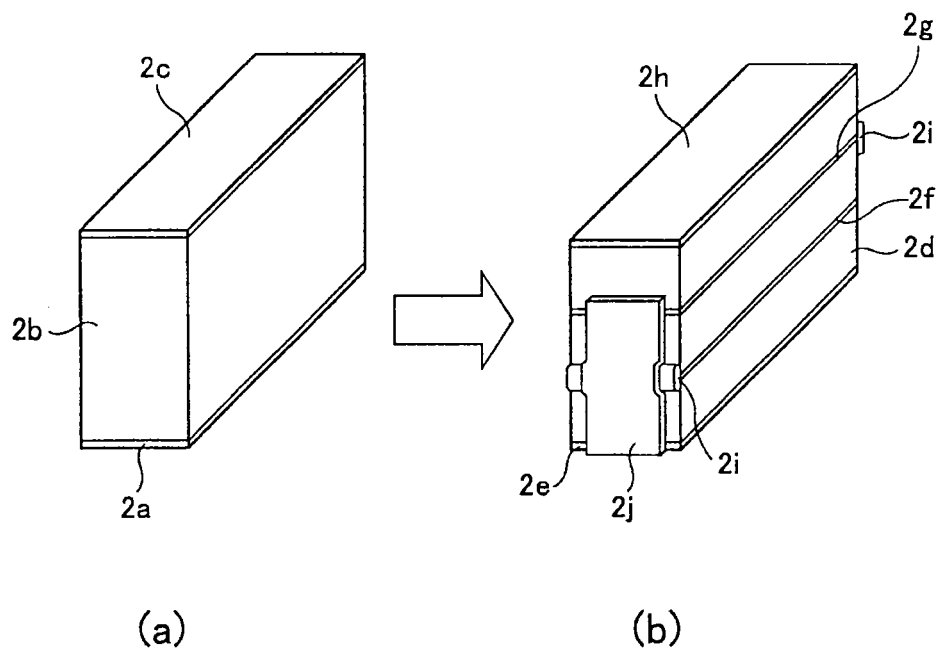


图8

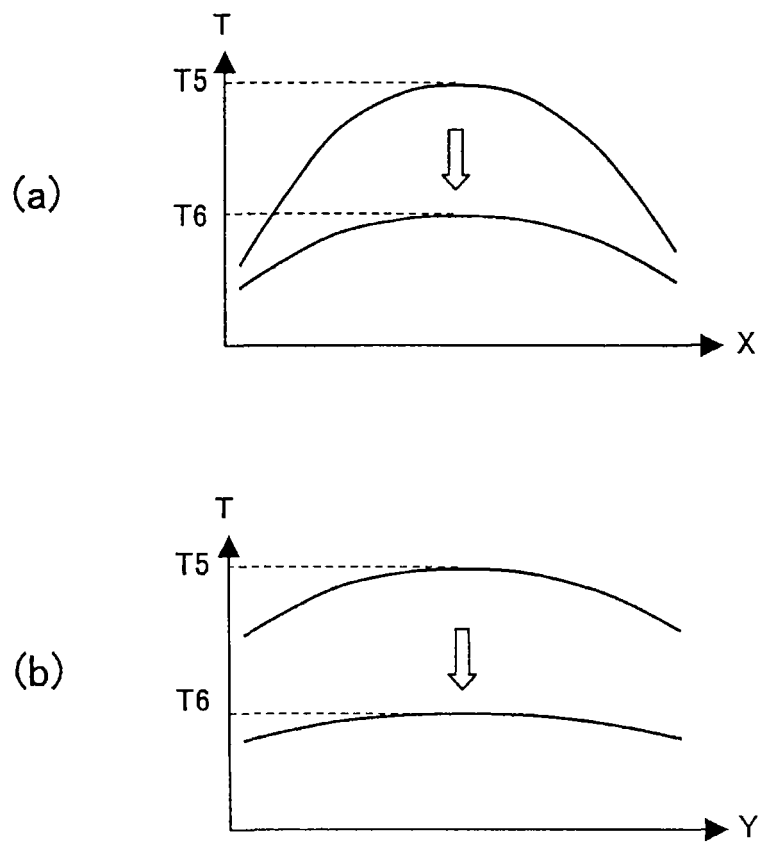


图9

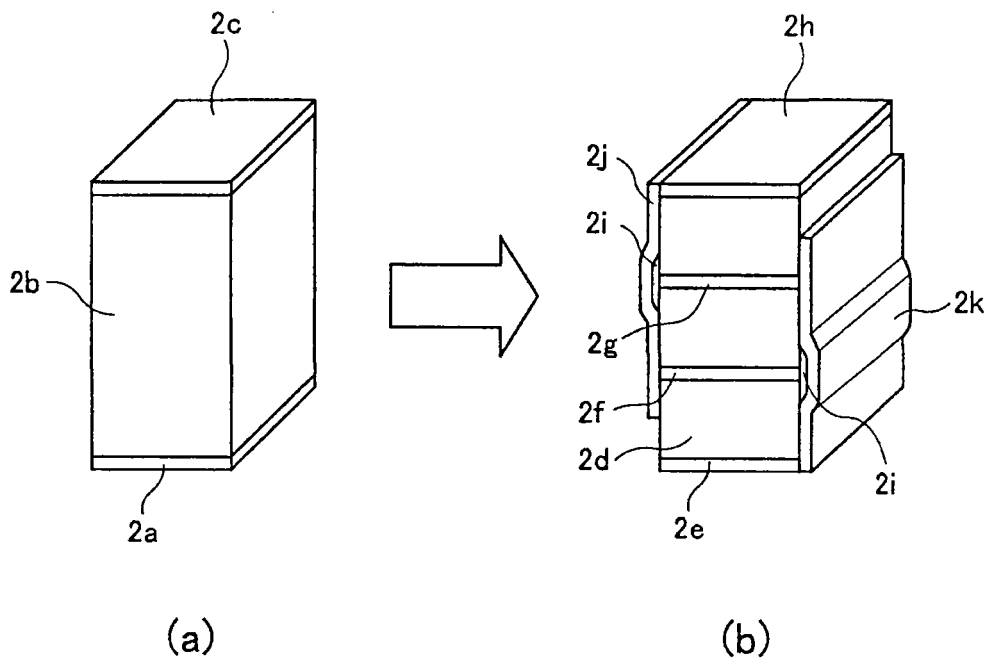


图10

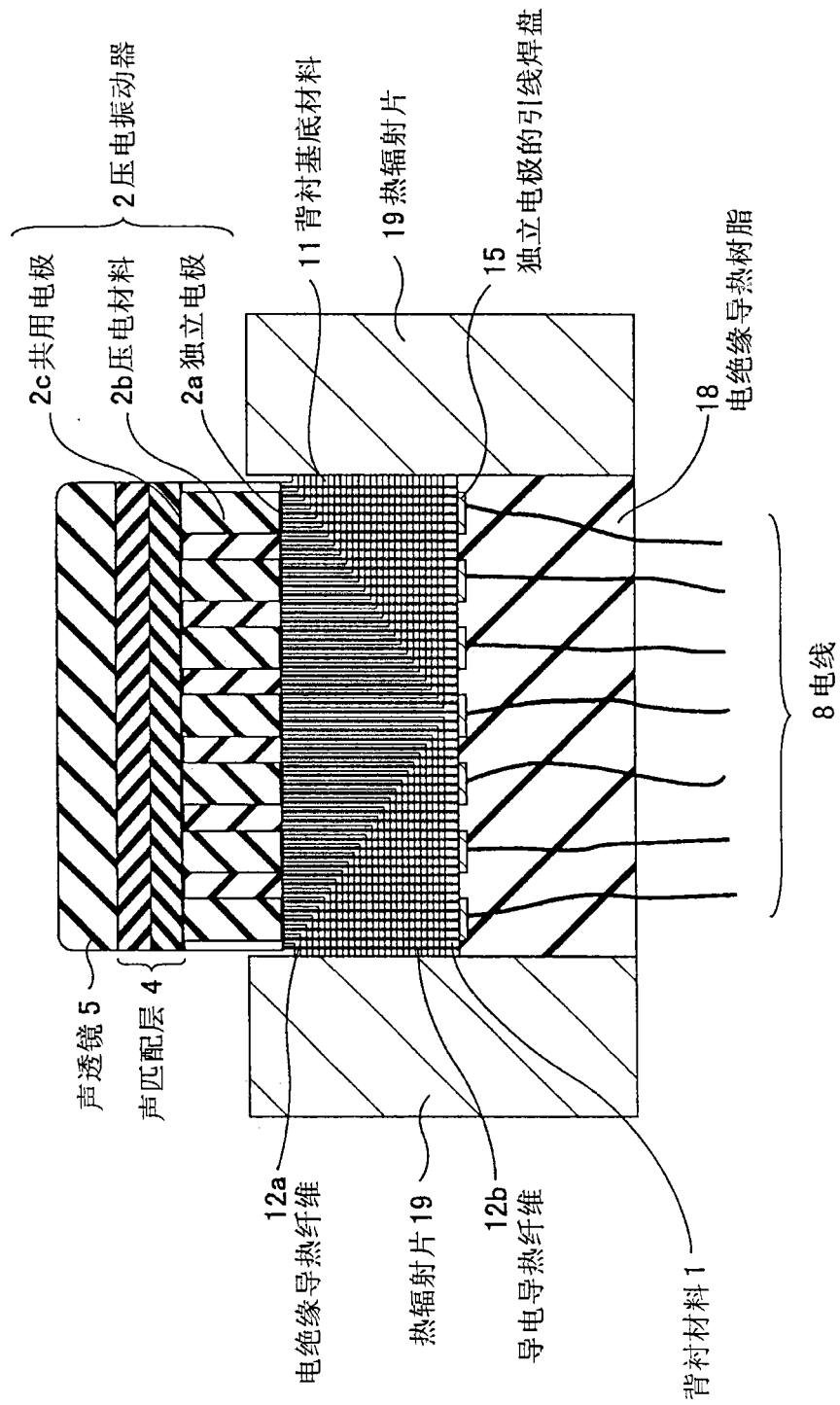


图11

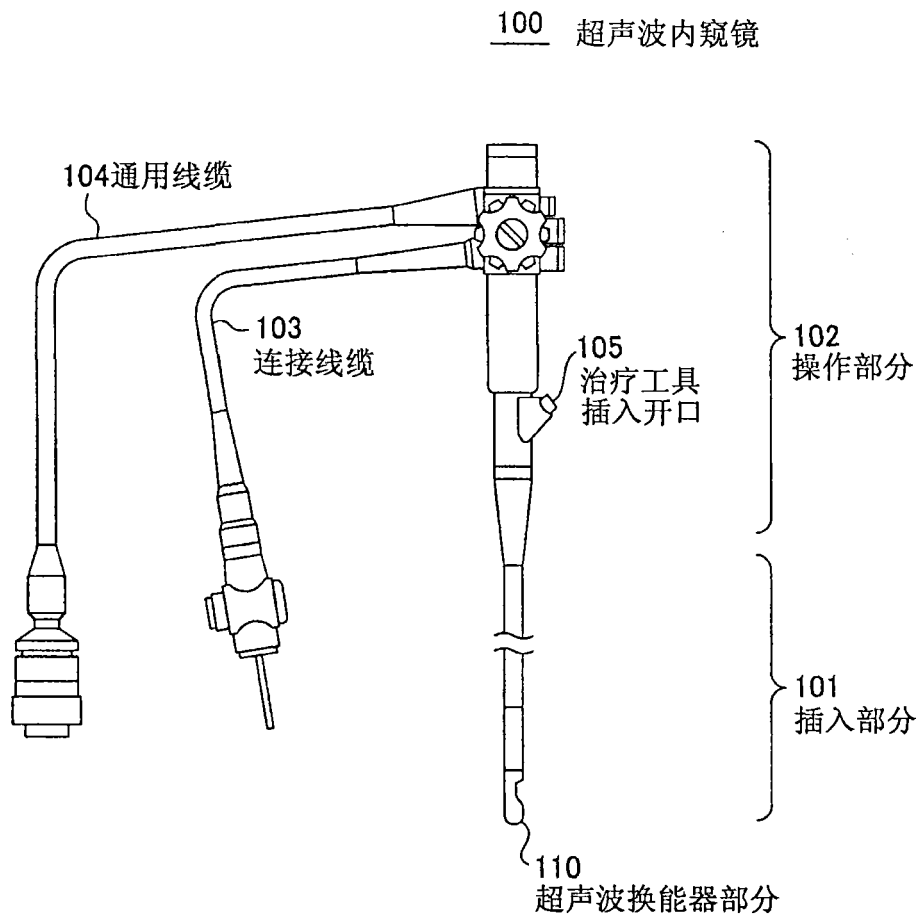


图12

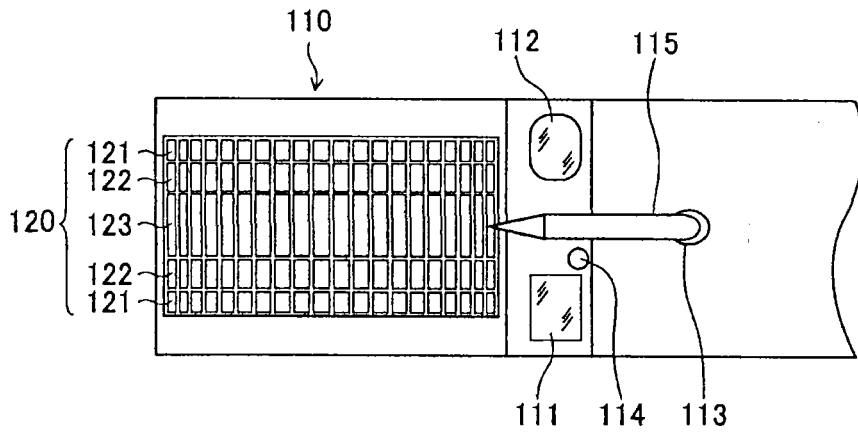


图13A

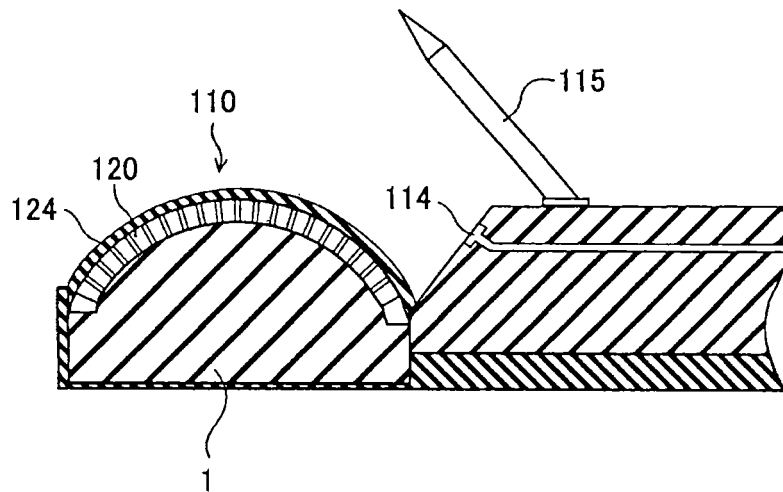


图13B

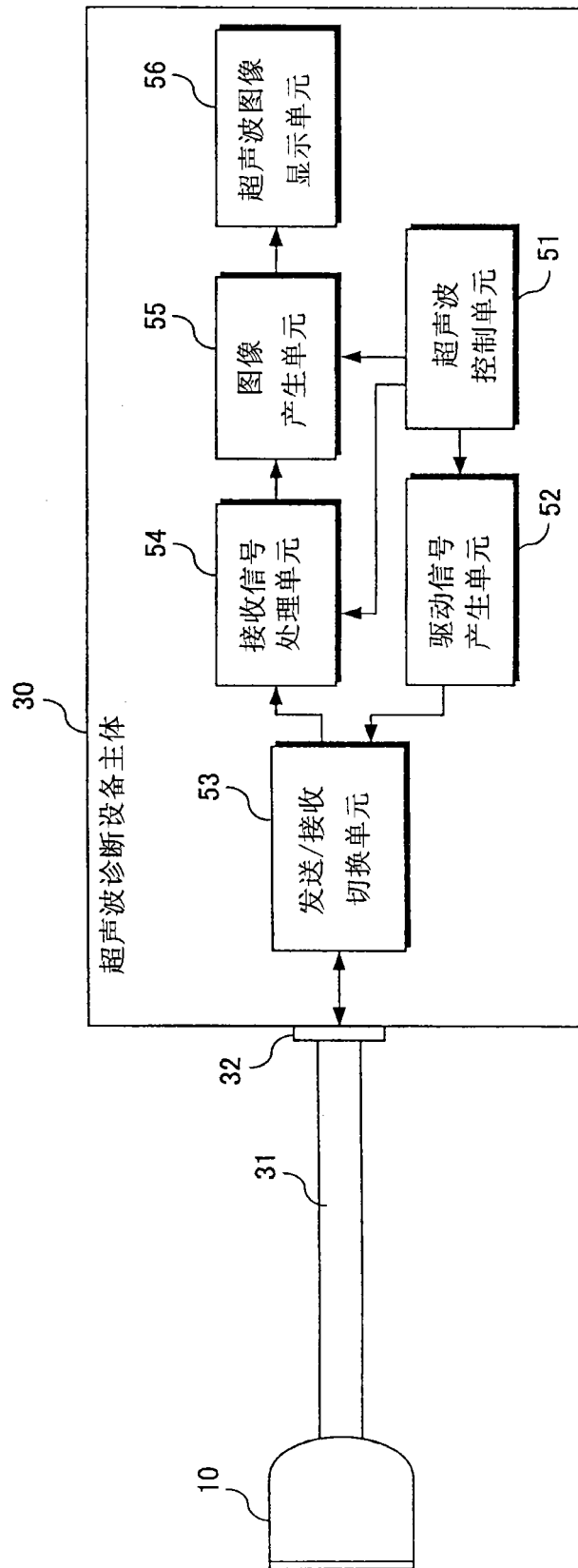


图14

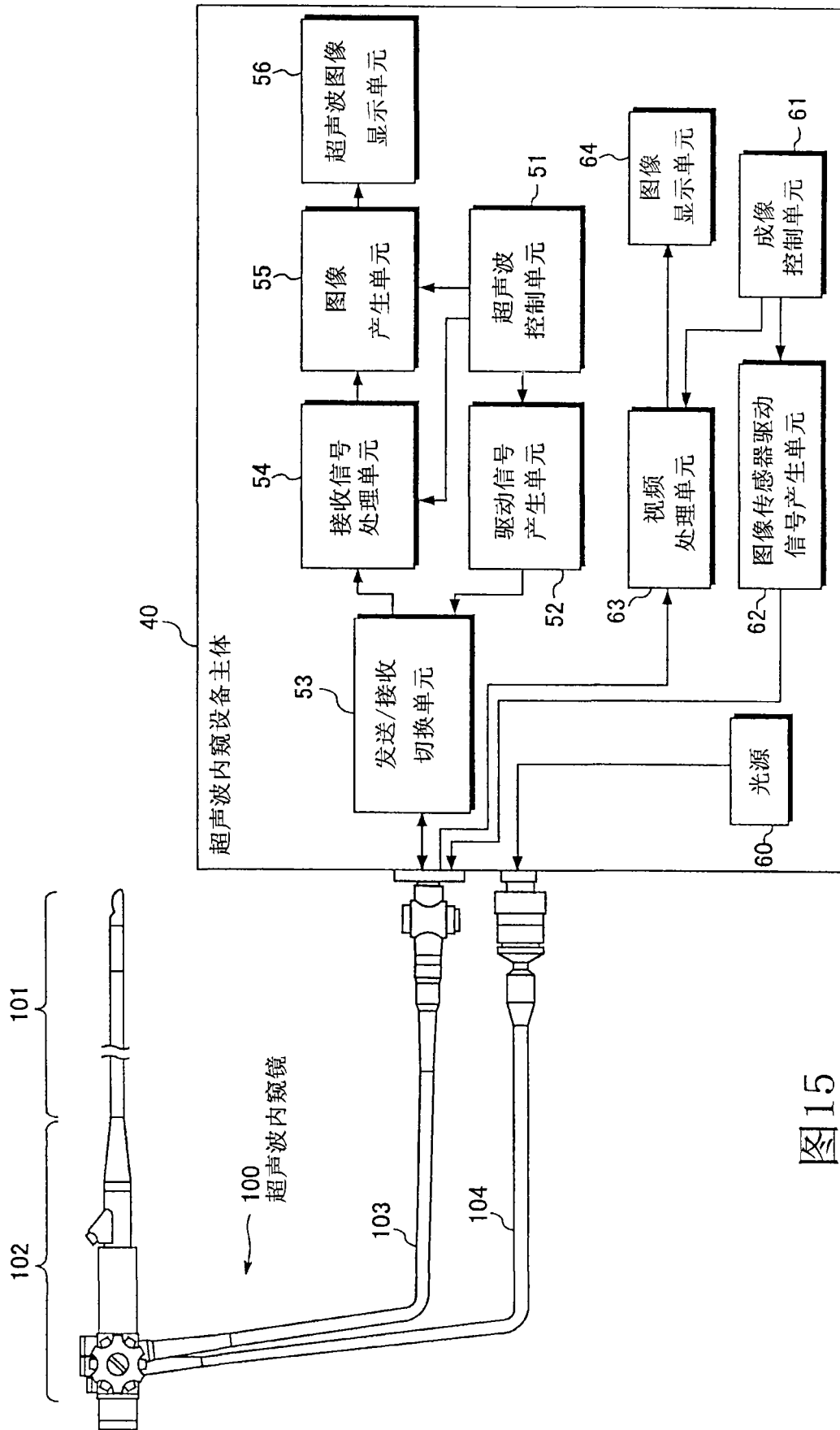


图15

专利名称(译)	背衬材料、超声波探头、内窥镜、诊断设备和内窥设备		
公开(公告)号	CN101444430A	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	CN200810211185.5	申请日	2008-09-01
[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	日向浩彰		
发明人	日向浩彰		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/4455 A61B8/12 A61B8/445		
优先权	2007227641 2007-09-03 JP		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

背衬材料、超声波探头、内窥镜、诊断设备和内窥设备。一种背衬材料，用于抑制超声波探头的表面温度上升。这种背衬材料被设置在超声波探头内的用于发送和/或接收超声波的至少一个振动器的背面上，并且包括：背衬基底材料，包含聚合材料；以及导热纤维，设置在所述背衬基底材料内，具有比所述背衬基底材料更大的导热率，并且从与所述至少一个振动器接触的背衬材料的第一表面到与所述第一表面不同的第二表面不间断地贯穿。

