

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810125543.0

*H01L 41/18 (2006.01)*

*H01L 41/08 (2006.01)*

*B06B 1/06 (2006.01)*

*G01S 7/521 (2006.01)*

*G01S 15/89 (2006.01)*

*A61B 8/12 (2006.01)*

[43] 公开日 2008 年 12 月 17 日

[11] 公开号 CN 101325241A

[22] 申请日 2008.6.10

[21] 申请号 200810125543.0

[30] 优先权

[32] 2007. 6. 12 [33] JP [31] 2007 - 154704

[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 陆锦华

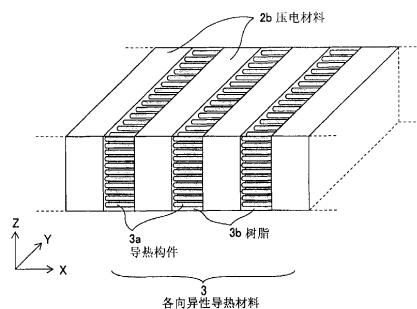
权利要求书 3 页 说明书 23 页 附图 18 页

## [54] 发明名称

复合压电材料、超声波探头、超声波内窥镜和超声波诊断设备

## [57] 摘要

复合压电材料、超声波探头、超声波内窥镜和超声波诊断设备。该复合压电材料能够减少要用于在超声波成像中发送或者接收超声波的振动器阵列的峰值温度。该复合压电材料包括：沿着平面或者曲面布置的多个压电材料；以及各向异性导热材料，其在至少一个方向上具有较高的导热率，并且位于所述多个压电材料之间和/或位于所述多个压电材料的外围处。



1. 一种复合压电材料，其特征在于：  
沿着平面和曲面之一布置的多个压电材料；以及，  
各向异性导热材料，其在至少一个方向上具有较高的导热率，并且位于所述多个压电材料之间和/或所述多个压电材料的外围处。
2. 根据权利要求1所述的复合压电材料，其中，所述各向异性导热材料位于所述多个压电材料之间以及位于所述多个压电材料的外围处。
3. 根据权利要求1或2所述的复合压电材料，其中，所述各向异性导热材料包括纤维材料和树脂。
4. 根据权利要求3所述的复合压电材料，其中，所述纤维材料在纵向上的导热率大于所述树脂的导热率。
5. 根据权利要求3或4所述的复合压电材料，其中，所述纤维材料被取向为使得所述纤维材料的纵向与所述的平面和曲面之一基本上平行。
6. 根据权利要求3或4所述的复合压电材料，其中，所述纤维材料被取向为使得所述纤维材料的纵向与所述的平面和曲面之一基本上垂直。
7. 根据权利要求3-6的任何一项所述的复合压电材料，其中，所述纤维材料包含从下述材料选择的一种：碳纤维、碳纳米管、金（Au）、银（Ag）、铜（Cu）、铝（Al）、碳化硅（SiC）、氮化铝（AlN）、碳化钨（WC）、氮化硼（BN）和氧化铝（Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>）。

8. 根据权利要求1-7的任何一项所述的复合压电材料, 其中, 所述多个压电材料中的每个包括多个压电材料层, 所述多个压电材料层与其间的至少一个内部电极层交替地堆叠。

9. 一种用于发送或者接收超声波的超声波探头, 其特征在于:  
根据权利要求1-8的任何一项所述的振动器阵列;  
声匹配层和/或声透镜, 被提供在所述振动器阵列的第一表面上;  
以及  
背衬材料, 其被提供在所述振动器阵列的与所述第一表面反向的第二表面上。

10. 根据权利要求9所述的超声波探头, 其中, 所述背衬材料的导热率不小于所述声匹配层和所述声透镜之一的导热率的10倍。

11. 根据权利要求9或者10所述的超声波探头, 其中, 在所述振动器阵列的所述第一表面上提供的所述声匹配层和所述声透镜的热阻大于在所述振动器阵列的所述第二表面上提供的所述背衬材料的热阻。

12. 一种超声波内窥镜, 包括插入部分, 所述插入部分由具有柔性的材料形成, 以通过插入要检查的对象的体腔内而被使用, 所述超声波内窥镜的特征在于, 在所述插入部分中包括:

根据权利要求1-7的任何一项所述的振动器阵列;  
提供在所述振动器阵列的第一表面上的声匹配层和/或声透镜;  
背衬材料, 其位于所述振动器阵列的与所述第一表面反向的第二表面上;  
照明装置, 用于照明所述对象的体腔内部; 以及,  
成像装置, 用于光学成像所述对象的体腔的内部。

13. 根据权利要求12所述的超声波内窥镜, 其中, 所述背衬材料的导热率不小于所述声匹配层和所述声透镜之一的导热率的10倍。

14. 根据权利要求12或者13所述的超声波内窥镜，其中，在所述振动器阵列的所述第一表面上提供的所述声匹配层和所述声透镜的热阻大于在所述振动器阵列的所述第二表面上提供的所述背衬材料的热阻。

15. 一种超声波诊断设备，其特征在于：  
根据权利要求9-11的任何一项所述的超声波探头；  
驱动信号提供装置，用于向所述振动器阵列提供驱动信号；以及，  
信号处理装置，用于通过处理从所述振动器阵列输出的接收信号而产生表示超声波图像的图像数据。

16. 一种超声波诊断设备，其特征在于：  
根据权利要求12-14的任何一项所述的超声波内窥镜；  
驱动信号提供装置，用于向所述振动器阵列提供驱动信号；以及，  
信号处理装置，用于通过处理从所述振动器阵列输出的接收信号而产生表示超声波图像的图像数据。

## 复合压电材料、超声波探头、超声波内窥镜和超声波诊断设备

### 技术领域

本发明涉及一种在用于发送和接收超声波的超声波换能器阵列中使用的复合压电材料。而且，本发明涉及包括这样的超声波换能器并且当对于要检查的对象执行腔内扫描或者腔外扫描时被使用的超声波探头，本发明还涉及一种通过插入对象的体腔内而使用的超声波内窥镜。此外，本发明涉及一种超声波诊断设备，其包括这样的超声波探头或者超声波内窥镜和主体设备。

### 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，并且进行诊断。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）设有超声波探头，该超声波探头与对象接触地使用，或者通过插入对象的体腔内而被使用。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，具有在表达压电效应的材料（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，由此可以在期望的方向上形成和发送超声波束。此外，所述振动器通过接收传播的超声波而扩展和收缩，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。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。因此，存在超声波探头在使用期间温度上升的问题。但是，医用超声波探头直接与人的活体等接触地使用，并且，超声波探头的表面温度当超声波探头被置于23°C的空气中时要求为50°C或者更小，并且当与人体接触时由于安全原因要求为43°C，以防止低温灼伤等。

作为现有技术，日本专利申请公开JP-A-5-244690（文献1）公开一种超声波探头，其中抑制了在振动器表面上的温度升高。所述超声波探头包括：探头主体，包括压电振动器，所述压电振动器在其两个主要表面上具有电极，并且产生超声波；声匹配层，形成在压电振动器的一个主要表面侧上；背衬材料（backing material），附着到所述压电振动器的另一个主表面侧；热辐射基座，由金属制成并且保持（hold）所述背衬材料；以及，导热薄膜，用于连接所述热辐射基座和在所述压电振动器的所述那个主表面上的电极，并且所述超声波探头的特征

在于：导热材料连接到所述热辐射基座，以便所述导热材料不被引出到其中容纳有所述探头主体的壳体外部。

日本专利申请公开JP-P2007-7262A（文献2）公开了一种凸型超声波探头，其能够充分地衰减在具有凸曲面的支持构件中从多个通道的压电元件向背侧发送的超声波，具有良好的热辐射性能，并且能够减小产热的集中度。所述超声波探头包括：（i）多个通道，其被布置使得在其间具有期望的空间，并且具有压电元件和在所述压电元件上形成的声匹配层；（ii）背衬材料，其包括支架和声吸收层，所述支架具有凸曲面和 $70\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 或者更大的导热率，所述声吸收层被粘结到所述支架的凸曲面，并且具有均匀整体厚度的片形状，在所述声吸收层上安装了各个通道的压电元件，并且在对应于所述通道的空间的位置形成凹槽；以及，（iii）在相应通道的声匹配层上形成的声透镜，并且所述超声波探头的特征在于：满足关系式 $t_1/t_2=6$ 到 $20$ ，其中，声吸收层的厚度被表示为 $t_1$ ，并且压电元件的厚度被表示为 $t_2$ 。

日本专利公开JP-B-3420954（日本专利申请公开JP-P2000-184497A：文献3）公开了一种超声波探头，其能够有效地辐射在压电元件中产生的热。所述超声波探头包括：压电元件；在所述压电元件的背侧上提供的背侧负荷材料；导热材料，被提供在所述压电元件和所述背侧负荷材料之间，并且具有比所述背侧负荷材料的导热率更高的导热率；以及，热辐射材料，提供在所述背侧负荷材料周围，所述超声波探头的特征在于：所述导热材料和所述热辐射材料热连接。

日本专利申请公开JP-A-10-75953（文献4）公开了一种超声波探头，其减少了从内部热产生器向人体表面传送的热量。所述超声波探头包括压电振动器和覆盖所述压电振动器的单层或者多层的声匹配层，并且其特征在于：所述声匹配层的至少一层被制造为具有低导热率的声匹配层。

在这一点上，在使用超声波探头的超声波的传送中的温度升高的三个主要因素如下：

(1) 被提供以驱动信号以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（自加热）。

(2) 由所述振动器产生的超声波被背衬材料吸收，并且被转换为热。

(3) 由所述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。

以上三个因素中最重要的因素是因素（1）。但是，在文献1-3中，辐射效率差，因为在所述振动器内产生的热仅仅通过在所述振动器和所述背衬材料之间的界面被释放。即，形成所述振动器的诸如PZT的压电陶瓷在导热上较差，并且在多个振动器之间填充的环氧树脂、硅树脂或者氨基甲酸酯树脂等有在导热上较差，因此不期望有充分的辐射。于是，已经存在一个问题：在振动器阵列的中央部分处的辐射变得特别不足，并且引起其中在中央部分处的温度比其他部分的温度高并且峰值温度变得更高的温度分布。而且，在文献4内，至少一个声匹配层被制造为具有低导热率的声匹配层，但是除非在振动器内产生的热被有效地传送到外部则不能避免所述振动器的温度升高。

## 发明内容

已经考虑到上述问题而实现了本发明。本发明的目的是提供一种复合压电材料，其能够减少要用于在超声波成像中发送或者接收超声波的振动器阵列的峰值温度。而且，本发明提供了一种使用这样的复合压电材料的超声波探头、超声波内窥镜和超声波诊断设备。

为了实现所述目的，按照本发明的一个方面的一种复合压电材料包括：沿着平面或者曲面布置的多个压电材料；以及，各向异性导热材料，其在至少一个方向上具有较高的导热率，并且位于所述多个压



电材料之间和/或在所述多个压电材料的外围处。

而且，按照本发明的一个方面的一种超声波探头是要用于发送或者接收超声波的超声波探头，并且包括：振动器阵列，该振动器阵列包括根据本发明的复合压电材料；声匹配层和/或声透镜，位于振动器阵列的第一表面上；以及背衬材料，位于所述振动器阵列的与第一表面反向的第二表面上。

而且，按照本发明的一个方面的一种超声波内窥镜是包括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，该插入部分通过被插入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中包括：振动器阵列，包括根据本发明的复合压电材料；声匹配层和/或声透镜，位于振动器阵列的第一表面上；背衬材料，位于所述振动器阵列的与第一表面反向的第二表面上；照明装置，用于照明所述对象的体腔内部；以及成像装置，用于光学成像所述对象的体腔的内部。

另外，按照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或者超声波内窥镜；驱动信号提供装置，用于向所述振动器阵列提供驱动信号；以及信号处理装置，用于通过处理从所述振动器阵列输出的接收信号而产生表示超声波图像的图像数据。

按照本发明，因为在所述多个压电材料之间提供了在至少一个方向上具有较高的导热率的各向异性导热材料，因此在所述压电振动器中产生的热可以迅速地在该至少一个方向上被传送到外部。因此，可以降低要用于在超声波成像中发送或者接收超声波的振动器阵列的峰值温度。

#### 附图说明

图1是示意地示出了按照本发明的一个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平面平行的平面的图1所示的超声波探头的内部结构的横截面视图；

图3A是在按照本发明的第一实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，图3B是按照本发明的第一实施例的超声波探头内的复合压电材料的透视图；

图4示出了与在传统情况下相比较的、按照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示出了在本发明的第一实施例和其修改示例之间进行比较的压电振动器的结构；

图6示出了与在传统情况下相比较的、按照本发明的第一实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果；

图7A是按照本发明的第二实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，而图7B是按照本发明的第二实施例的超声波探头内的复合压电材料的透视图；

图8A是按照本发明的第三实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，而图8B是按照本发明的第三实施例的超声波探头内的复合压电材料的侧视图；

图9是按照本发明的第三实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图；

图10示出了与在传统情况下相比较的、按照本发明的第三实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果；

图11A是按照本发明的第四实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，而图11B是按照本发明的第四实施例的超声波探头内的复合压电材料的透视图；

图12示出了在本发明的第四实施例中的各个部分的材料等；

图13示出了与在传统情况下相比较的、按照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14示出了在本发明的第五实施例中的各个部分的材料等；

图15示出了与在传统情况下相比较的、按照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16示出了与在传统情况下相比较的、按照本发明的第五实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果；

图17A是按照本发明的第六实施例的超声波探头中的复合压电材料的平面图，而图17B是按照本发明的第六实施例的超声波探头内的复合压电材料的侧视图；

图18示出了与在传统情况下相比较的、按照本发明的第六实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果；

图19是按照本发明的一个实施例的超声波内窥镜的外观的示意图；

图20是示出在图19中所示的插入部分的引导端（leading end）的放大示意图；以及

图21示出了超声波诊断设备，其包括按照本发明的各个实施例的超声波探头或者超声波内窥镜以及超声波诊断设备主体。

### 具体实施方式

以下，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是示意地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。当与要检查的对象接触地执行腔外扫描时，或者，当通过被插入到对象的体腔内而执行腔内扫描时，使用所述超声波探头。

如图1和2中所示，所述超声波探头具有：背衬材料1；在所述背衬材料1上布置的多个超声波换能器（压电振动器）2；在那些压电振动器2之间提供的各向异性导热材料3；设置在压电振动器2上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，其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，

其被固定在背衬材料1的两个侧表面和底表面上；绝缘树脂7，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，电气布线8，其连接到FPC 6。在图1中，省略FPC 6到电气布线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，压电振动器2包括：形成在背衬材料1上的单独电极2a；在所述单独电极2a上形成的包括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的单独电极2a经由在两个FPC 6上形成的印刷布线连接到电气布线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。

在此，在X轴方向上布置的多个压电材料2b和在某些压电材料2b之间提供的各向异性导热材料3形成复合压电材料。而且，在本实施例中和其他实施例中，可以在多个压电材料2b的外围上提供各向异性导热材料3。而且，可以经由FPC 6和绝缘树脂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中示出了两个热辐射板9）。在这种情况下，所述热辐射板9可以连接到在用于将超声波探头连接到超声波诊断设备主体的电缆中提供的导电材料的屏蔽层。作为热辐射板9的材料，使用诸如铜（Cu）的具有高导热率的金属。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经由各向异性导热材料3向侧表面（在Y轴方向上）传导，并且经由绝缘树脂7传导到热辐射板9。

背衬材料1由具有大的声衰减的材料形成，所述具有大的声衰减的材料诸如环氧树脂或者橡胶，所述环氧树脂包括铁氧体粉末、金属粉末或者PZT粉末，所述橡胶包括铁氧体粉末，并且背衬材料1促进了从

多个压电振动器2产生的不需要的超声波的衰减。在凸阵列探头的情况下，使用具有向上凸起形状的背衬材料1。

所述多个压电振动器2根据从超声波诊断设备主体分别提供的驱动信号来生成超声波。而且，该多个压电振动器2分别接收从对象传播的超声波回声并且产生多个电信号。所述电信号被输出到所述超声波诊断设备主体，并且作为超声波回声的接收信号被处理。

在压电振动器2的前表面上形成的声匹配层4a和4b由Pyrex（注册商标）玻璃或者环氧树脂形成，所述环氧树脂包括金属粉末，其例如容易传播超声波，并且提供在作为活体的对象和压电振动器2之间的声阻抗的匹配。由此，从压电振动器2发送的超声波有效地在对象内传播。

声透镜5由例如硅橡胶形成，并且在对象内的预定深度聚焦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。

图3A是在按照本发明的第一实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，而图3B是按照本发明的第一实施例的超声波探头内的复合压电材料的透视图。在所述实施例中，为了通过使得振动器阵列的温度分布变平而降低峰值温度，在形成振动器阵列的多个压电材料2b之间提供各向异性导热材料3，如图3A中所示。

如图3B中所示，各向异性导热材料3包括：多个导热构件3a，其被布置以便其纵向大致与压电振动器的超声波发送和接收表面平行；以及树脂3b，其填充在导热构件3a之间。虽然树脂3b一般不是透明的，但是在图3A、3B等中透过树脂3b而示出导热构件3a。导热构件3a可以具有纤维状的或者棒状的形状以在一个方向上具有较高的导热率，或者可以具有平面形状以在两个方向上具有较高的导热率。导热构件3a的纵向可以不必与振动器的超声波发送和接收表面平行，但是期望由导热构件3a与所述超声波发送和接收表面形成的角度是30度或者更小以使

得振动器阵列的温度分布变平。

具有良好的导热率的无机材料适合用于导热构件3a的主要材料，以及可以使用诸如金（Au）、银（Ag）、铜（Cu）或者铝（Al）的金属、或者碳化硅（SiC）、氮化铝（AlN）、碳化钨（WC）、氮化硼（BN）、矾土（氧化铝： $\text{Al}_2\text{O}_3$ ）、碳纤维或者碳纳米管等。

在那些材料中，除了作为陶瓷的氮化铝（AlN）或者矾土的材料具有传导性，并且期望在其表面上形成绝缘材料的薄膜。可以通过在所述主要材料的表面上电沉积绝缘树脂、向其施加绝缘树脂或者经由使用诸如氧化硅（ $\text{SiO}_2$ ）的绝缘材料的溅射的气相沉积来形成该薄膜。

作为树脂3b，可以使用环氧树脂、氨基甲酸酯树脂、硅树脂或者丙烯酸树脂等。而且，为了改善导热率，可以向树脂3b添加金刚石、石墨、金属、碳化硅（SiC）、氮化铝（AlN）、碳化钨（WC）、氮化硼（BN）或者矾土（氧化铝： $\text{Al}_2\text{O}_3$ ）的粒子，并且与之混合。

如下，将说明碳纤维被用作导热构件3a并且环氧树脂被用作树脂3b的情况。如图3A和3B中所示，在本发明的第一实施例中使用的复合压电材料中，作为导热构件3a的碳纤维与压电材料2b的布置方向（X轴方向）大致平行地布置。由此，在振动器阵列中的温度分布变平。导热构件3a的纵向可以不必与X轴方向平行。但是期望由导热构件3a与X轴方向形成的角度是30度或者更小以使得振动器阵列的温度分布变平。

每条碳纤维的直径是大约10微米。通过向在多个纤维之间的空间内灌注环氧树脂并且固化它来形成树脂3b。在各向异性导热材料3内的碳纤维的体积百分率最好是从20%到78%，并且在所述实施例中为50%。

碳纤维的导热率是大约 $800\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且环氧树脂的导热率是大

约 $0.2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。因此，各向异性导热材料3相对于碳纤维的纵向的导热率大约是 $400\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且相对于与碳纤维的纵向垂直的方向的导热率大约是 $0.4\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且它们与在仅仅环氧树脂的情况下相比较大大地被提高。在第一实施例中，在压电振动器的布置方向（X轴方向）上显著地提高了导热率。

图4示出了与在传统情况下相比较的、按照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。通过在摄氏23度的温度下的空气中测量声透镜的表面温度来进行所述测量。在表面温度测量所使用的超声波探头中，未提供在图2中所示的热辐射板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，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。

在图4（a）和4（b）中，虚线示出了传统的超声波探头的表面温度的测量结果，而实线示出了按照第一实施例的超声波探头的表面温度的测量结果。在传统的超声波探头中的峰值温度T1是摄氏39度，而在按照第一实施例的超声波探头中的峰值温度T2是摄氏30度，于是，知道通过在多个压电材料之间提供各向异性导热材料而减少了峰值温度。而且，通过提供图2所示的热辐射板9而进一步降低了超声波探头的表面温度。

接着，将说明本发明的第一实施例的修改示例。在修改示例中，压电振动器具有多层的结构，并且所述配置的剩余部分与在第一实施例中的相同。

图5示出了在本发明的第一实施例和其修改示例之间进行比较的压电振动器的结构。在图5（a）中所示的第一实施例中，压电振动器包括单独电极2a、在单独电极2a上形成的压电材料2b、和在压电材料2b上形成的共用电极2c。

另一方面，在图5（b）中所示的第一实施例的修改示例中，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；内部电极层2f和2g，它们被交替地插入在所述多个压电材料层2d之间；上电极层2h；绝缘膜2i；以及侧面电极2j和2k。

在此，所述下电极层2e连接到图右侧的侧面电极2k，并且与图左侧的侧面电极2j绝缘。上电极层2h连接到侧面电极2j，并且与侧面电极2k绝缘。而且，内部电极层2f连接到侧面电极2j，并且通过绝缘膜2i与侧面电极2k绝缘。另一方面，内部电极层2g连接到侧面电极2k，并且通过绝缘膜2i与侧面电极2j绝缘。超声波换能器的多个电极以这种方式被形成，用于向三层的压电振动器层2d施加电场的三对电极被并联连接。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。

在所述多层压电振动器中，相对的电极的面积大于单层元件的面积，并且电阻抗变小。因此，所述多层压电振动器在施加电压方面比具有相同大小的单层压电振动器更有效率地工作。具体说来，如果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 $1/N$ ，因此，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。于是，可以通过增加或者减少层叠的压电材料层的数量来调整压电振动器的电阻抗，并因此，容易提供在驱动电路或者前置放大器和压电振动器本身之间的电阻抗匹配，并且可以提高灵敏度。另一方面，由于压电振动器的层叠形式导致提高了电容，所以在每个压电振动器内产生的热量变得更大。

图6示出了与在传统情况下相比较的、按照本发明的第一实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。通过在摄氏23度的温度下的空气中测量声透镜的表面温度来进行所述测量。图6（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，图



6(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上的峰值温度点。

在图6(a)和6(b)中，虚线示出了传统的超声波探头的表面温度的测量结果，实线示出了按照第一实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。在传统的超声波探头中的峰值温度T3是摄氏77度，而在按照第一实施例的修改示例的超声波探头中的峰值温度T4是摄氏46度。按照第一实施例的修改示例，即使当在多层压电振动器中产生的热量变得更大时，可以通过在多个压电材料之间提供各向异性导热材料而使得在振动器阵列中的温度分布变平，由此，可以抑制在振动器阵列中的峰值温度升高。

接着，将说明本发明的第二实施例。在第二实施例中，导热构件的方位与在第一实施例中的不同，但是配置的其余部分与在第一实施例中的相同。

图7A是按照本发明的第二实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，而图7B是按照本发明的第二实施例的超声波探头内的复合压电材料的透视图。

如图7A和7B中所示，在本发明的第二实施例中使用的复合压电材料中，作为导热构件3a的碳纤维被布置为基本与压电材料2b的纵向(Y轴)平行。由此，在振动器阵列中的温度分布变平。导热构件3a的纵向可以不必与Y轴方向平行，但是期望由导热构件3a与Y轴方向形成的角度是30度或者更小，以变平振动器阵列的温度分布。

每条碳纤维的直径是大约10微米。通过向在多条光纤之间的空间内灌注环氧树脂并且固化它来形成树脂3b。在各向异性导热材料3内的碳纤维的体积百分率最好是从20%到78%，并且在所述实施例中为50%。在第二实施例中，特别地，在压电振动器的布置方向(Y轴方向)上显

著地提高了导热率。

接着，将说明本发明的第三实施例。在第三实施例中，在X轴方向和Y轴方向上布置的多个压电振动器形成二维振动器阵列，并且不形成图1和2中所示的声透镜5。

图8A是按照本发明的第三实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，而图8B是按照本发明的第三实施例的超声波探头内的复合压电材料的侧视图。在此，（在X轴方向和Y轴方向上的）压电材料2b的侧面是250微米，并且（在Z轴方向上的）压电材料2b的厚度是600微米。压电材料2b的极化方向是Z轴方向。

在形成压电振动器阵列的压电材料2b之间提供的各向异性导热材料包括：多个第一导热构件3c，其以多行布置，以便所述纵向大致与Y轴方向平行；多个第二导热构件3d，其被布置在导热构件3c的多行之间，以便纵向与X轴方向大致平行；以及树脂3e，其填充在导热构件3c和3d之间。导热构件3c和3d的每个具有纤维状的或者棒状的形状以在一个方向上具有较高导热率。导热构件3c和3d的纵向可以不必与Y轴方向和X轴方向平行，但是期望由导热构件3c和3d与Y轴方向和X轴方向形成的角度分别是30度或者更小，以将振动器阵列的温度分布变平。

而且，如图9中所示，第一导热构件3c和第二导热构件3d可以交错地交叉。在这种情况下，可以使得第二导热构件3d的长度较长。当制造这样的结构时，第一导热构件3c和第二导热构件3d预先交缠，然后，它们被插入在多个压电材料2b之间的空间内。

导热构件3c和3d的材料与在第一实施例中的导热构件3a的材料相同，并且树脂3e的材料与在第一实施例中的树脂3b的材料相同。如下，将说明碳纤维被用作导热构件3c和3d并且环氧树脂被用作树脂3e的情况。每条碳纤维的直径是大约10微米。通过向在多个纤维之间的空间

内灌注环氧树脂并且固化它来形成树脂3e。在各向异性导热材料3内的碳纤维的体积百分率最好是从20%到78%，并且在所述实施例中为40%。

碳纤维的导热率是大约 $800\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且环氧树脂的导热率是大约 $0.2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。因此，各向异性导热材料3对于碳纤维的纵向的导热率大约是 $320\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且相对于与碳纤维的纵向垂直的方向是导热率大约是 $0.33\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且它们与在仅仅环氧树脂的传统情况下的大约 $0.2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 相比较得到大大提高。在第三实施例中，在X轴方向和Y轴方向上的导热率显著增加。

接着，将说明本发明的第三实施例的修改示例。在所述修改示例中，压电振动器具有图5所示情况中的多层结构，并且配置的剩余部分与在第三实施例中的相同。

图10示出了与在传统情况下相比较的、按照本发明的第三实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。通过在摄氏23度的温度下的空气中测量声透镜的表面温度来进行所述测量。图10(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10(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。

在图10(a)和10(b)中，虚线示出了传统的超声波探头的表面温度的测量结果，实线示出了按照第三实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。在传统的超声波探头中的峰值温度T5是摄氏70度，而在按照第三实施例的修改示例的超声波探头中的峰值温度T6是摄氏42度。按照第三实施例的修改示例，即使当在多层压电振动器中产生的热量变得更大时，也可以通过在多个压电材料之间提供各向异性导热材料而使得在振动器阵列中的温度分布变平，由此，可以抑制在振动器阵列中的峰值温度升高。

接着，将说明本发明的第四实施例。在第四实施例中，导热构件的方位与在第一实施例中的不同，但是配置的其余部分与在第一实施例中的相同。

图11A是按照本发明的第四实施例的超声波探头内的复合压电材料的平面图，而图11B是按照本发明的第四实施例的超声波探头内的复合压电材料的透视图。在该实施例中，为了快速向背衬材料1（图1和2）释放在压电振动器中产生的热，以减少峰值温度，在图11A中所示的形成振动器阵列的多个压电材料2b之间提供了各向异性导热材料3。

各向异性导热材料3包括：多个导热构件3a，其被布置使得纵向基本上与压电振动器的振动方向（Z轴方向）平行；以及，树脂3b，其填充在导热构件3a之间。导热构件3a具有纤维状的或者棒状的形状以在一个方向上具有较高的导热率。导热构件3a的纵向可以不必与Z轴方向平行，但是期望由导热构件3a与Z轴形成的角度是30度或者更小以向背衬材料释放在压电振动器内产生的热。

如下，将说明碳纤维被用作导热构件3a并且环氧树脂被用作树脂3b的情况。每个碳纤维的直径为大约10微米。通过向在多个纤维之间的空间内灌注环氧树脂并且固化它来形成树脂3b。在各向异性导热材料3内的碳纤维的体积百分率最好是从20%到78%，并且在所述实施例中为50%。

碳纤维的导热率是大约 $800\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且环氧树脂的导热率是大约 $0.2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。因此，各向异性导热材料3相对于碳纤维的纵向的导热率大约是 $400\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且相对于与碳纤维的纵向垂直的方向的导热率是大约 $0.4\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且它们与在仅仅环氧树脂的传统情况下的大约 $0.2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 相比较大大增加。在第四实施例中，在压电振动器的振动方向（Z轴方向）上显著地增加了导热率。

图12示出了在本发明的第四实施例中的各个部分的材料等。作为在图1和2中所示的背衬材料1，使用通过在氯化聚乙烯橡胶中混合80%重量比的氧化铁( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ )形成的材料。背衬材料1具有大约 $1.1 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热率和5毫米的厚度。作为声匹配层(下层)4a，使用通过在环氧树脂中混合75%重量比的氧化锆( $\text{ZrO}_2$ )形成的材料。声匹配层(下层)4a具有大约 $0.4 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热率以及0.1毫米的厚度。作为声匹配层(上层)4b，使用环氧树脂。声匹配层(上层)4b具有大约 $0.2 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热率以及0.1毫米的厚度。作为声透镜5，使用硅橡胶。声透镜5具有大约 $0.15 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热率以及0.3毫米的厚度。

图13示出了与在传统情况下相比较的、按照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。通过在摄氏23度的温度下的空气中测量声透镜的表面温度来进行所述测量。图13(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13(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。

在图13(a)和13(b)中，虚线示出了传统的超声波探头的表面温度的测量结果，实线示出了按照第四实施例的超声波探头的表面温度的测量结果。在传统的超声波探头中的峰值温度T7是摄氏39度，而在按照第四实施例的超声波探头中的峰值温度T8是摄氏34度，因此知道，通过在多个压电材料之间提供各向异性导热材料而降低了峰值温度。

接着，将说明本发明的第五实施例。在第五实施例中，作为在图1和2中所示的背衬材料1，使用具有比声匹配层4a和4b和声透镜5更高的导热率的材料。优选的是，背衬材料1的导热率不小于声匹配层4a和4b或者声透镜5的导热率的10倍。该配置的其余部分与第四实施例相同。

图14示出了在本发明的第五实施例中的各个部分的材料等。作为

在图1和2中所示的背衬材料1，使用通过在环氧树脂与氨基甲酸酯的混合橡胶中混合90%重量比的碳化钨（WC）形成的材料。背衬材料1具有大约5 W/(m·K)的导热率和5毫米的厚度。作为声匹配层（下层）4a，使用通过在环氧树脂中混合75%重量比的氧化锆（ZrO<sub>2</sub>）形成的材料。声匹配层（下层）4a具有大约0.4 W/(m·K)的导热率以及0.1毫米的厚度。作为声匹配层（上层）4b，使用环氧树脂。声匹配层（上层）4b具有大约0.2 W/(m·K)的导热率以及0.1毫米的厚度。作为声透镜5，使用硅橡胶材料。声透镜5具有大约0.15 W/(m·K)的导热率以及0.3毫米的厚度。由此，在振动器阵列的前侧上提供的声匹配层4a和4b和声透镜5的热阻大于在振动器阵列的背侧上提供的背衬材料1的热阻。

图15示出了与在传统情况下相比较的、按照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。通过在摄氏23度的温度下的空气中测量声透镜的表面温度来进行所述测量。图15（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15（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。

在图15（a）和15（b）中，虚线示出了传统的超声波探头的表面温度的测量结果，实线示出了按照第五实施例的超声波探头的表面温度的测量结果。在传统的超声波探头中的峰值温度T9是摄氏39度，而在按第五实施例的超声波探头中的峰值温度T10被大大地降低到摄氏28度。

接着，将说明本发明的第五实施例的修改示例。在该修改示例中，压电振动器具有如图5中所示的多层结构，并且配置的其余部分与第五实施例相同。

图16示出了与在传统情况相比较的、按照本发明的第五实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。通过在摄氏23度的温

度下的空气中测量声透镜的表面温度来进行所述测量。图16(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16(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。

在图16(a)和16(b)中，虚线示出了传统的超声波探头的表面温度的测量结果，实线示出了按照第五实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。在传统的超声波探头中的峰值温度T11是摄氏77度，而在按第五实施例的修改示例的超声波探头中的峰值温度T12是摄氏38度。按照第五实施例的修改示例，即使当在多层压电振动器中产生的热量变得更大时，也可以通过在压电振动器之间提供各向异性导热材料而迅速地向背衬材料释放在压电振动器中产生的热，由此，可以抑制在振动器阵列中的峰值温度升高。

接着，将说明本发明的第六实施例。在第六实施例中，在X轴方向和Y轴方向上布置的多个压电振动器形成二维振动器阵列。

图17A是按照本发明的第六实施例的超声波探头中的复合压电材料的平面图，而图17B是按照本发明的第六实施例的超声波探头内的复合压电材料的侧视图。在此，（在X方向和Y方向上的）压电材料2b的每个侧面的长度是250微米，并且（在Z轴方向上的）压电材料2b的厚度是600微米。压电材料2b的极化方向是Z轴方向。配置的其余部分与第五实施例相同。

在形成振动器阵列的多个压电材料2b之间提供的各向异性导热材料包括：与压电振动器的振动方向（Z方向）基本上平行地布置的多个导热构件3a；以及在导热构件3a之间填充的树脂3b。导热构件3a具有纤维状的或者棒状的形状以在一个方向上具有较高的导热率。

如下，将说明碳纤维被用作导热构件3a并且环氧树脂被用作树脂

3b的情况。每条碳纤维的直径是大约10微米。通过向在多个纤维之间的空间内灌注环氧树脂并且固化它来形成树脂3b。在各向异性导热材料3内的碳纤维的体积百分率最好是从20%到78%，并且在本实施例中为40%。

碳纤维的导热率是大约 $800\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且环氧树脂的导热率是大约 $0.2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。因此，各向异性导热材料3相对于碳纤维的纵向的导热率大约是 $320\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且相对于与碳纤维的纵向垂直的方向的导热率是大约 $0.33\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，并且它们与在仅仅环氧树脂的传统情况下的大约 $0.2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 相比较大大增加。在第六实施例中，在Z轴方向上的导热率显著增加。

接着，将说明本发明的第六实施例的修改示例。在所述修改示例中，压电振动器具有图5所示的情况中的多层结构，并且配置的剩余部分与第六实施例中相同。

图18示出了与在传统情况相比较的、按照本发明的第六实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。通过在摄氏23度的温度下的空气中测量声透镜的表面温度来进行所述测量。图18(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18(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。

在图18(a)和18(b)中，虚线示出了传统的超声波探头的表面温度的测量结果，实线示出了按照第六实施例的修改示例的超声波探头的表面温度的测量结果。在传统的超声波探头中的峰值温度T13是摄氏70度，而在按照第六实施例的修改示例的超声波探头中的峰值温度14是摄氏33度。按照第六实施例的修改示例，即使当在多层压电振动器中产生的热量变得更大时，也可以通过在压电振动器之间提供各向异性导热材料而迅速地向背衬材料释放在压电振动器内产生的热，由



此，可以抑制在振动器阵列中的峰值温度升高。

接着，将参考图19和20来说明按照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用于光学观察对象的体腔内部的内窥镜检查单元的插入部分的引导端处设有超声波换能器部分的设备。

图19是按照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19中所示，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。所述超声波内窥镜100的插入部分101是由具有柔性的材料形成的用于插入到对象体内的细长管。在插入部分101的引导端处提供了超声波换能器部分110。操作部分102被提供在插入部分101的基座端，经由连接线缆103连接到超声波诊断设备主体，并且经由通用线缆104连接到光源单元。在操作部分102中提供了用于插入处理工具等的处理工具插孔105。

图20示出了在图19中所示的插入部分的引导端的放大示意图。图20(a)是示出了插入部分101的引导端的上表面的平面图，以及图20(b)是示出了插入部分101的引导端的侧表面的侧面剖视图。在图20(a)中，省略了在图20(b)中所示的声匹配层124。

如图20中所示，在所述插入部分的引导端处，提供了超声波换能器部分110、观察窗口111、照明窗口112、处理工具通路孔113和喷管孔114。在处理工具通路孔113中提供了穿刺针(punctuation needle)115。在图20(a)中，在观察窗口111内适配了物镜，并且在物镜的成像位置中提供了诸如CCD照像机的图像引导装置或者固态图像传感器的输入端。这些构成了观察光学装置。而且，在照明窗口112内适配了照明透镜，用于经由光导向装置输出从光源单元提供的照明光。这些构成了照明光学装置。

处理工具通路孔113是用于引出从在图19中所示的操作部分102中提供的处理工具插孔105插入的处理工具等的孔。通过将诸如穿刺针115或者镊子之类的处理工具从所述孔探出并且使用操作部分102来操作它，从而在对象的体腔内执行各种处理。

喷管孔114被提供来注射液体（水等），用于清洁观察窗口111和照明窗口112。

超声波换能器部分110包括凸型多行振动器阵列120，所述振动器阵列120具有多个超声波换能器（压电振动器）121-123，这多个超声波换能器被布置在曲面上的5行内。如图20（b）中所示，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上提供了声透镜。而且，在振动器阵列120的背侧上提供了背衬材料125。

在图20中，将凸型多行阵列示出为振动器阵列120，但是可以使用辐射型超声波换能器部分，其中，多个超声波换能器被布置在圆柱表面上，或者可以使用其中多个超声波换能器被布置在球面上的超声波换能器部分。在所述实施例中，像在按本发明的第一实施例到第六实施例的修改示例的超声波探头中那样，使用包括在形成振动器阵列120的多个压电材料之间提供的各向异性导热材料的复合压电材料。

图21示出了超声波诊断设备，其包括按照本发明的各个实施例的超声波探头或者超声波内窥镜以及超声波诊断设备主体。在此，将说明使用超声波探头的超声波诊断设备作为示例。

如图21中所示，超声波探头10经由电缆21和电连接器22电连接到超声波内窥镜设备主体20。电缆21向各个超声波换能器发送在超声波诊断设备主体20内产生的驱动信号，并且向超声波诊断设备主体20发送从各个超声波换能器输出的接收信号。

超声波诊断设备主体20包括：控制单元23，用于控制整个超声波诊断设备的操作；驱动信号产生单元24；发送和接收切换单元25；接收信号处理单元26；图像产生单元27；以及显示单元28。驱动信号产生单元24包括例如多个驱动电路（脉冲发生器等），并且产生用于分别驱动所述多个超声波换能器的驱动信号。所述发送和接收切换单元25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26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，并且对于从各个超声波换能器输出的接收信号执行放大、相位匹配和增加或者检测等的预定的信号处理。图像产生单元27根据已经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。所述显示单元28根据由此产生的图像数据来显示超声波图像。

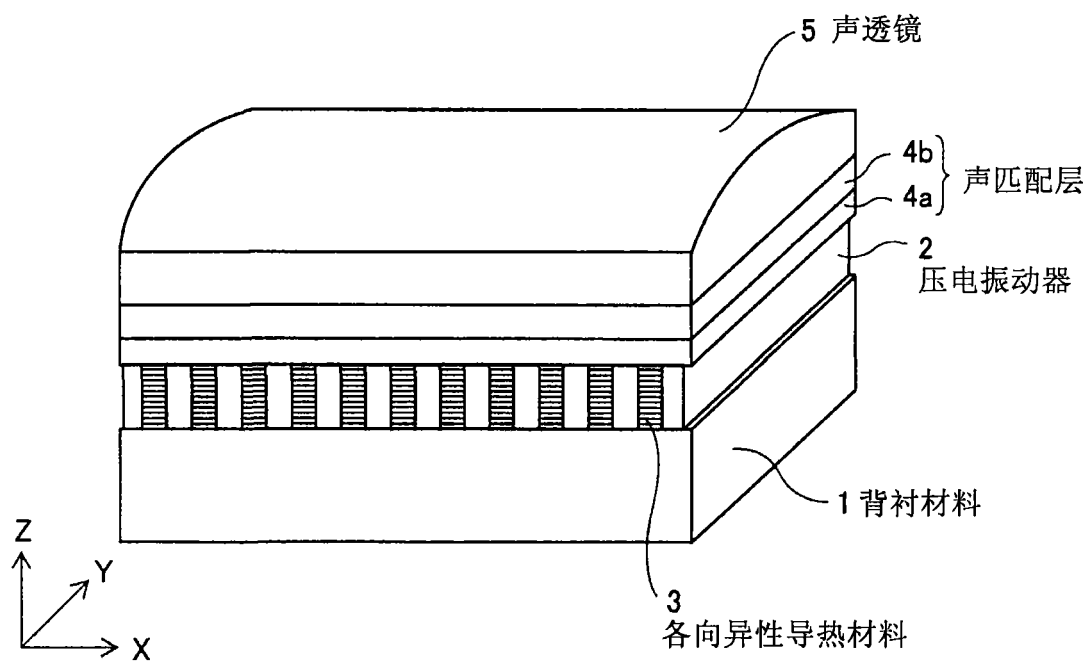


图1

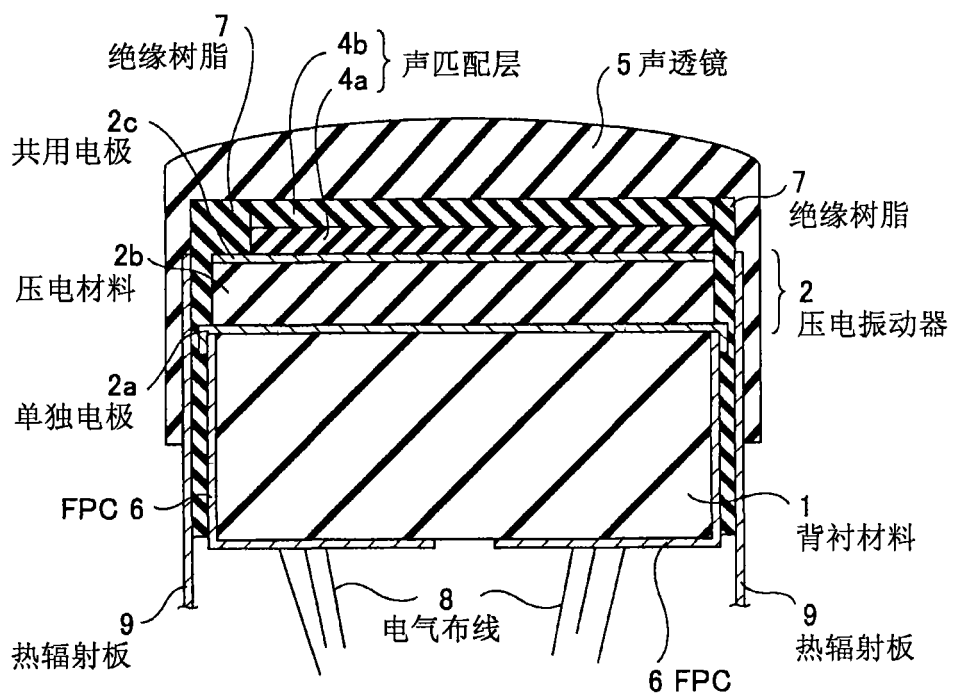


图2

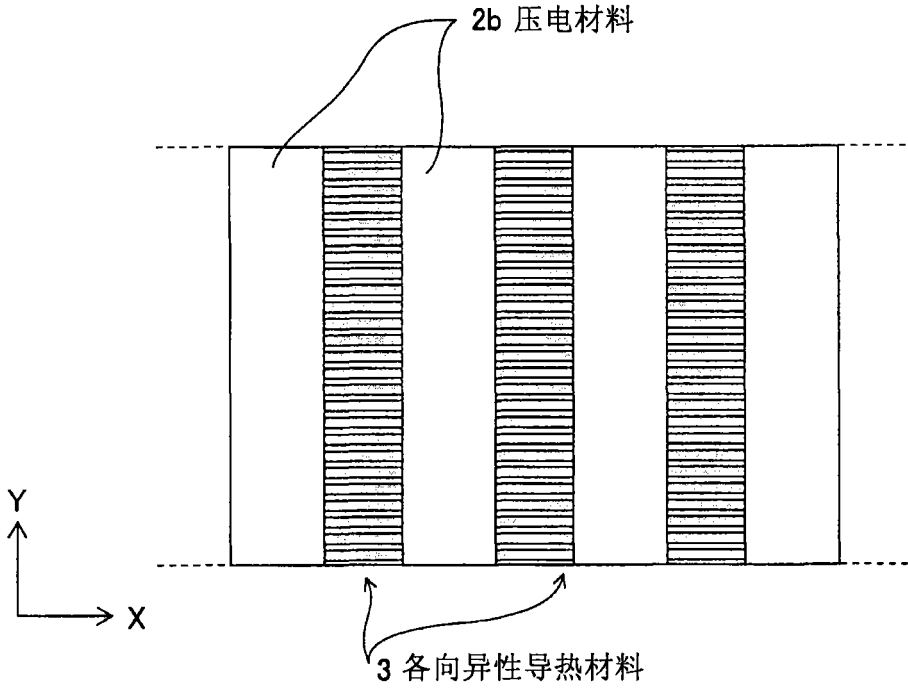


图3A

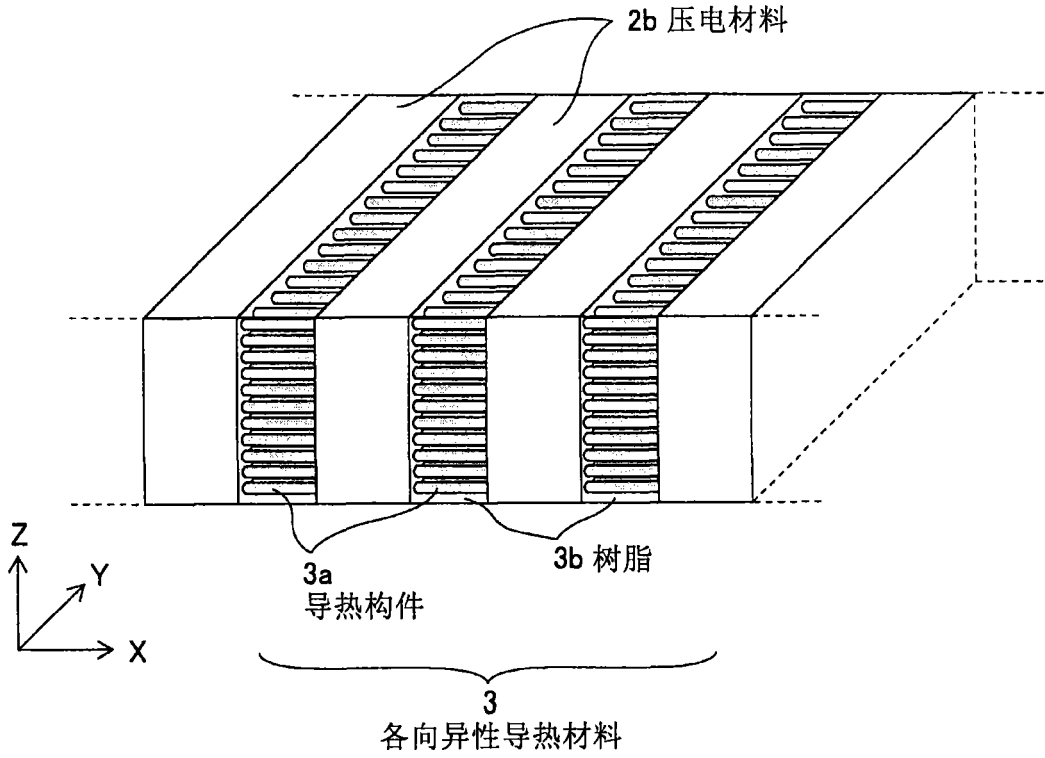


图3B

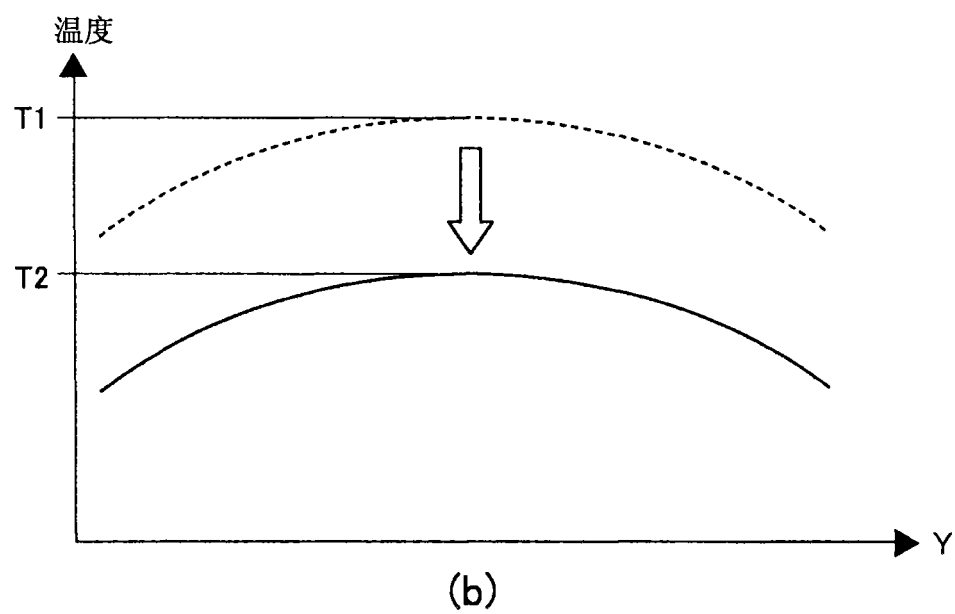
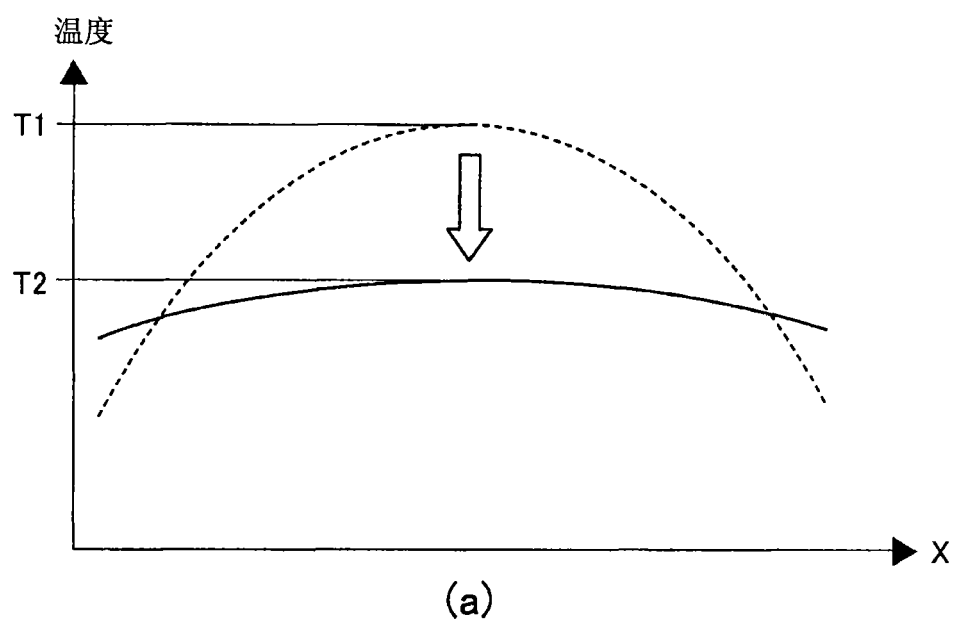


图4

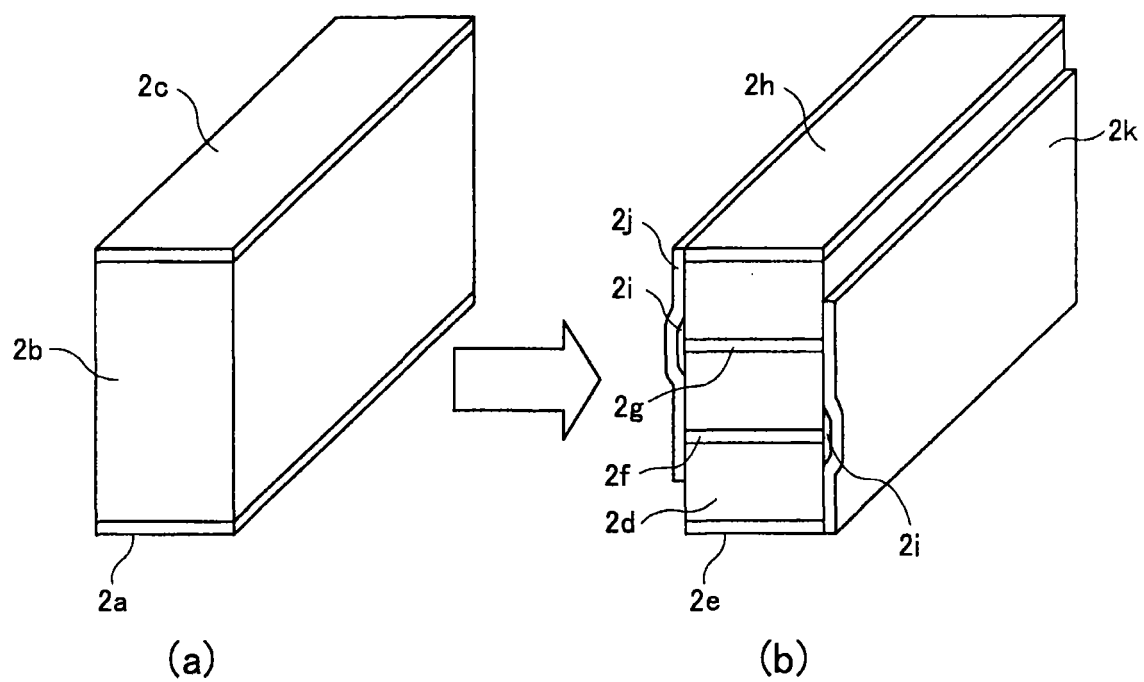


图5



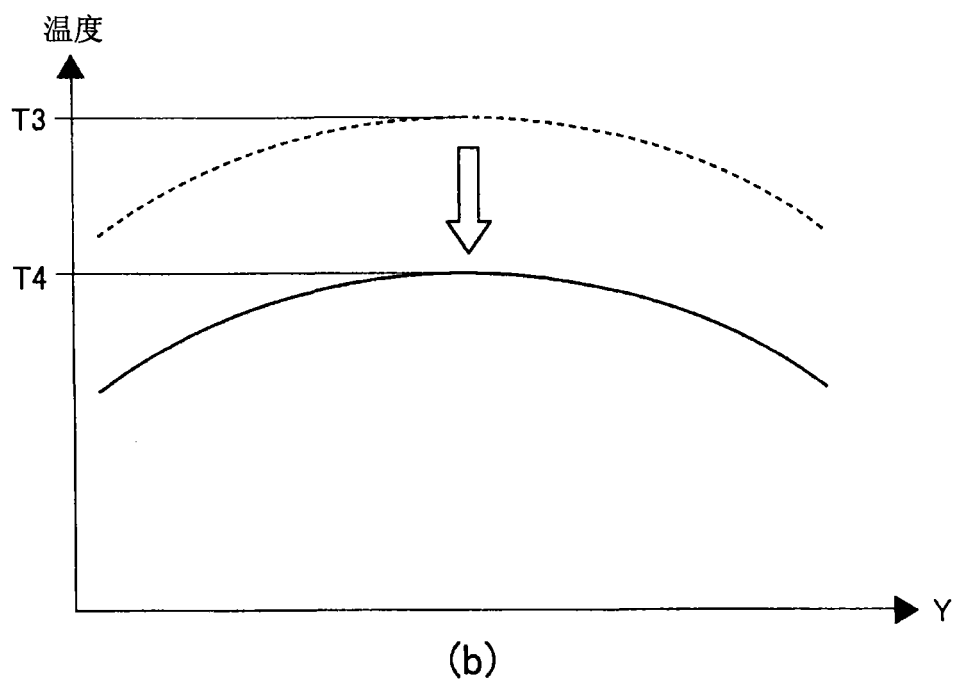
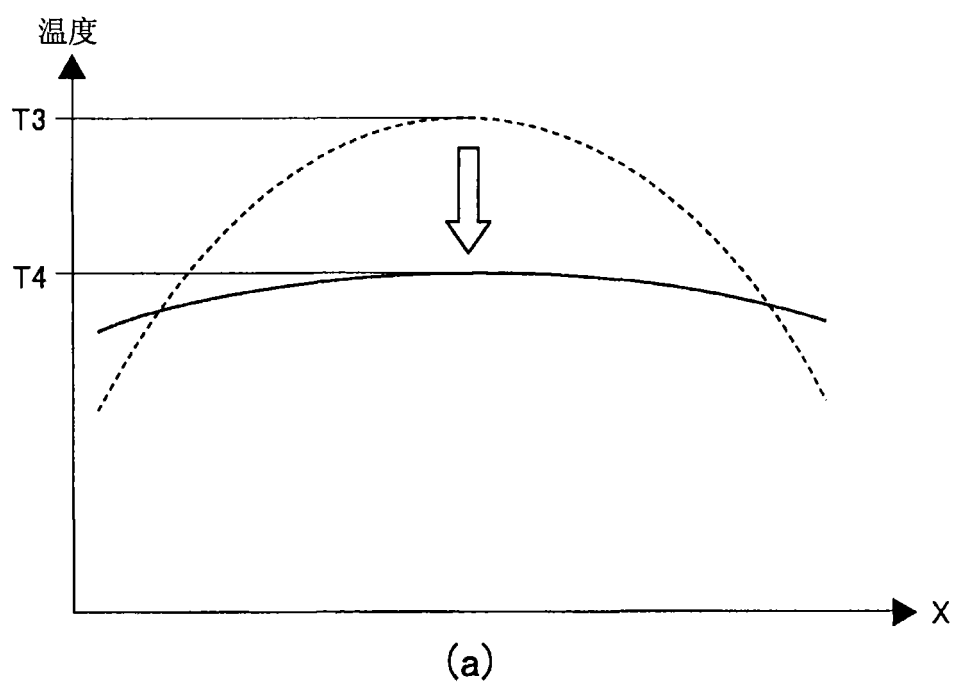


图6

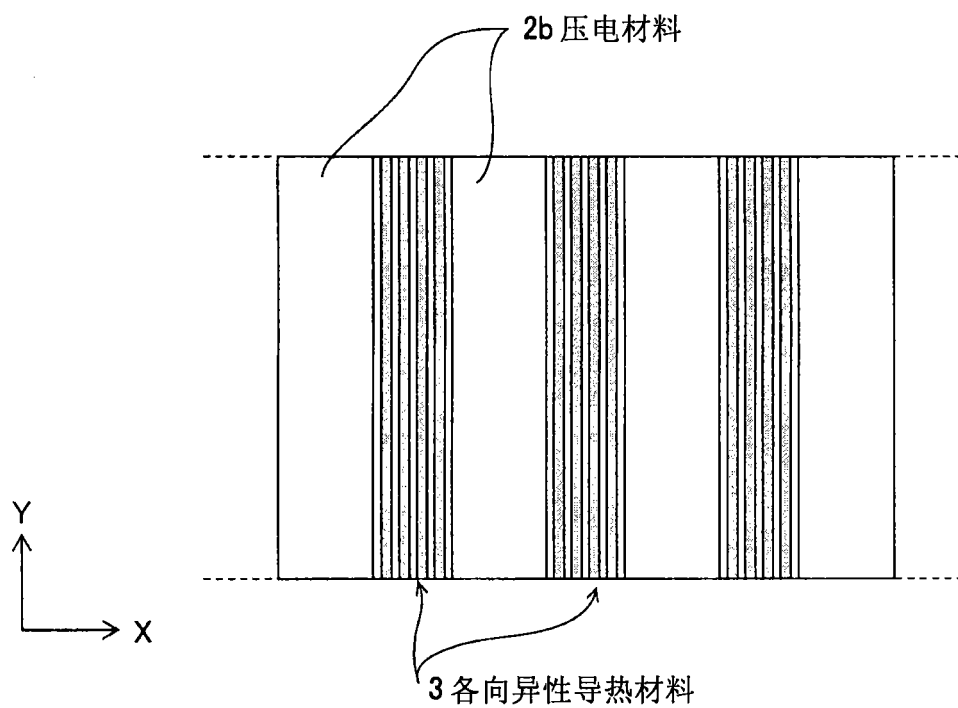


图7A

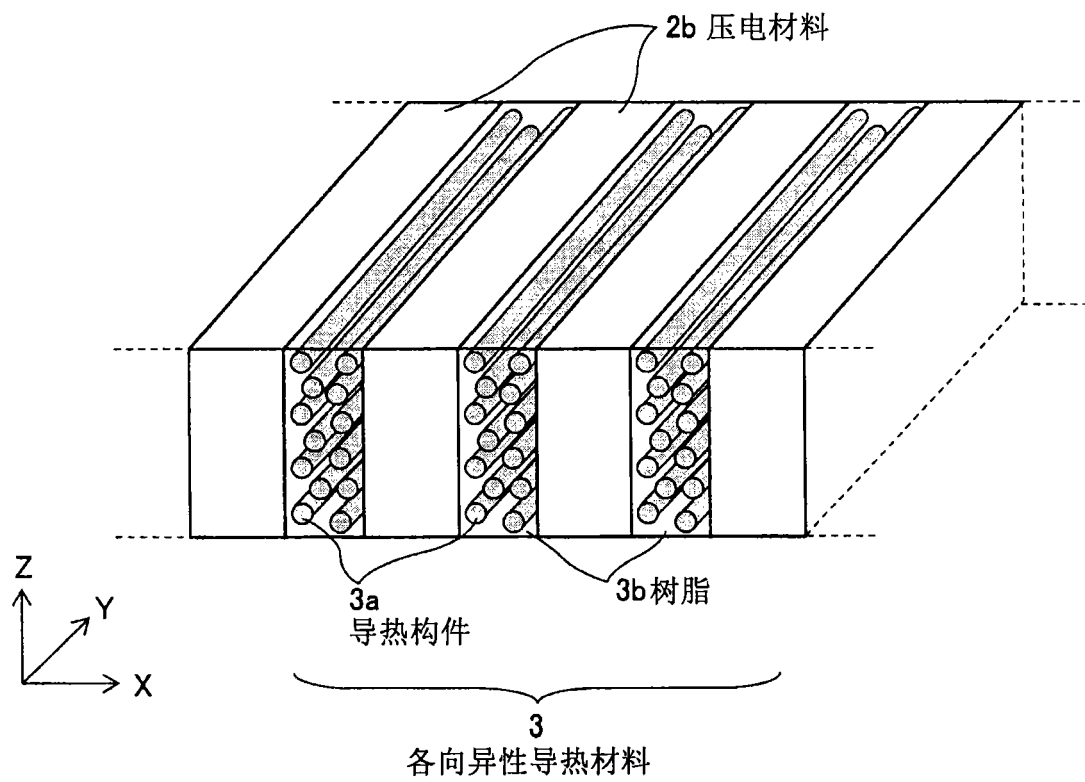
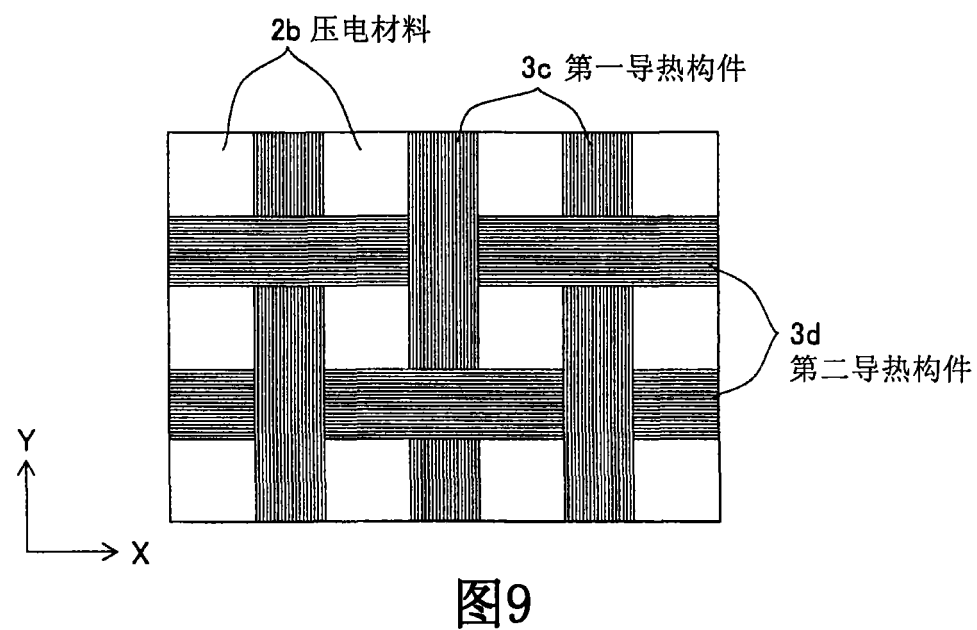
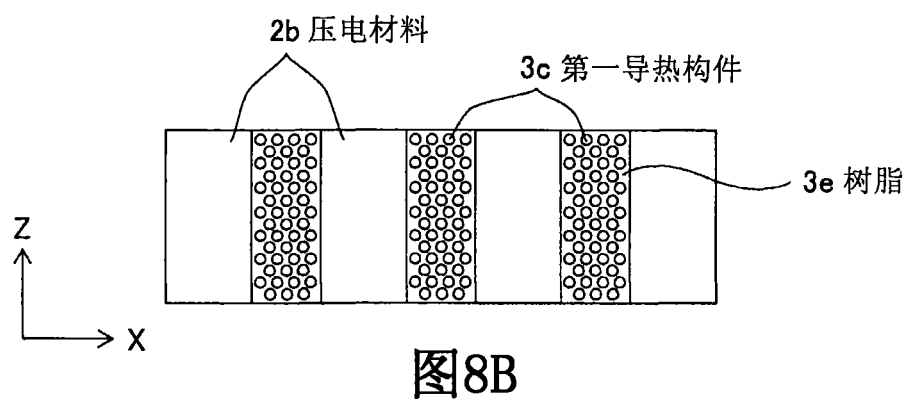
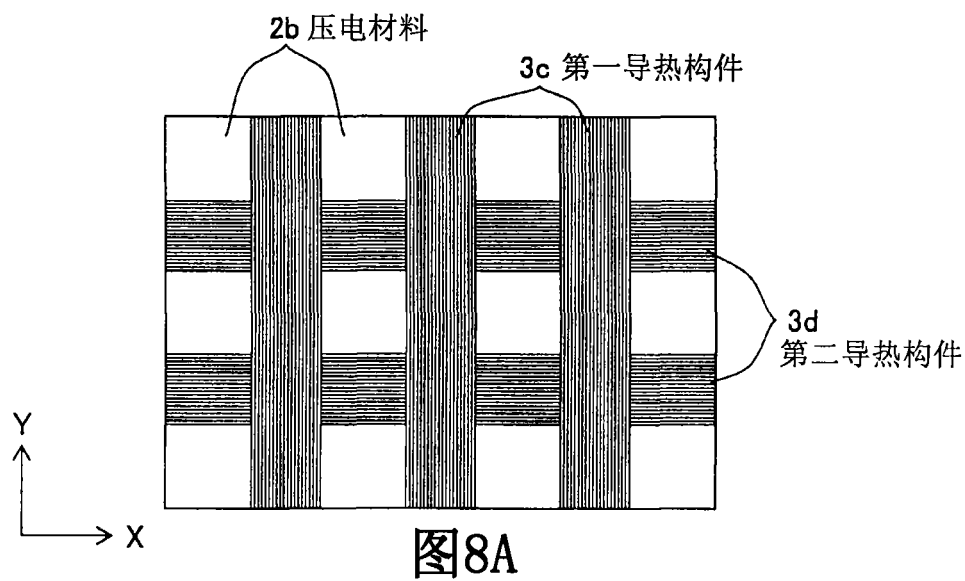


图7B



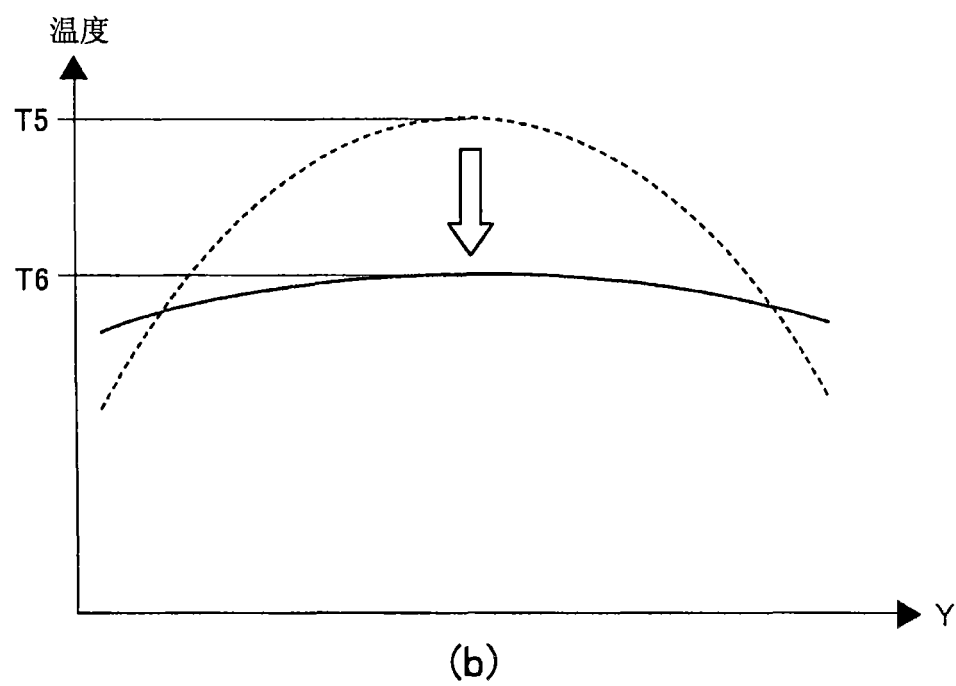
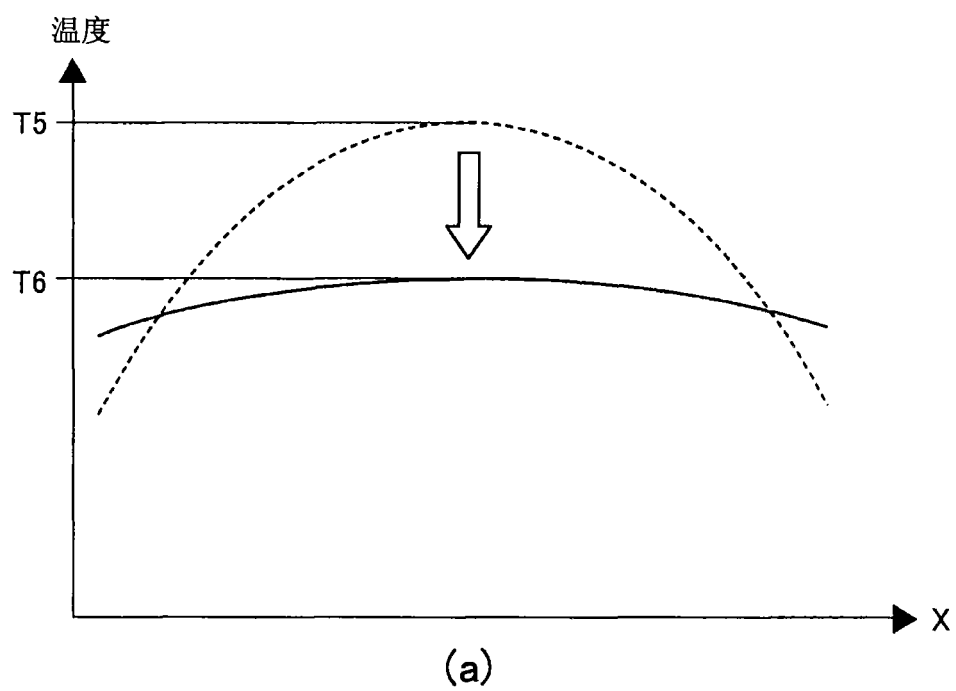


图10

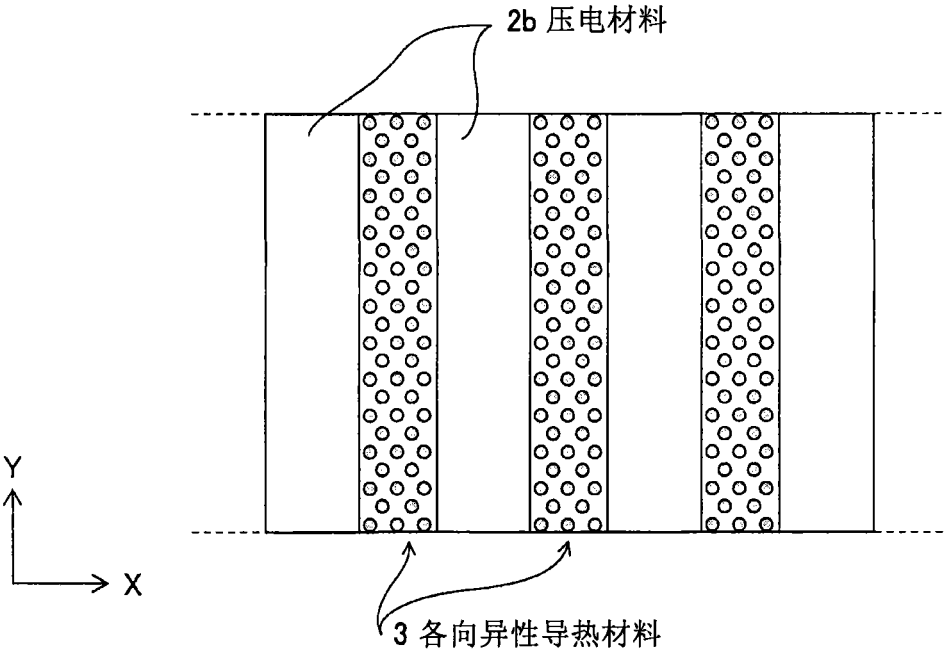


图11A

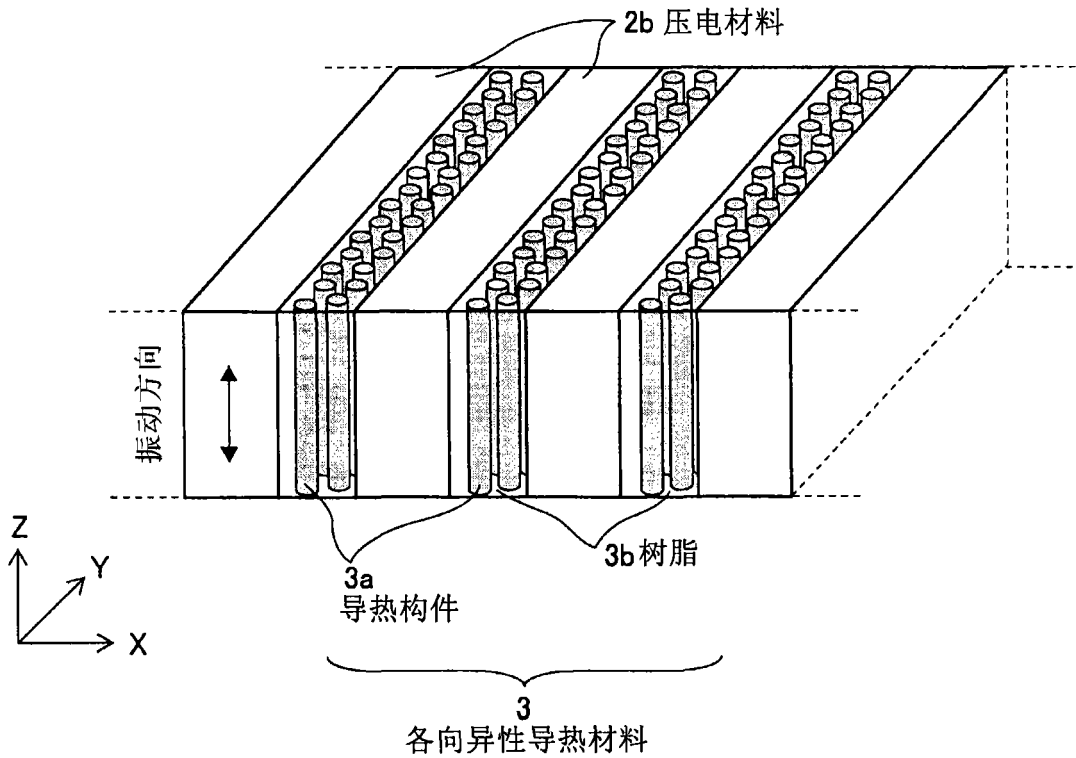


图11B

<div></div>	材料	重量百分比	导热率	厚度 (毫米)
声透镜	硅橡胶		0.15	0.3
声匹配层 (上)	环氧树脂		0.2	0.1
声匹配层 (下)	环氧树脂 + ZrO <sub>2</sub>	75wt%	0.4	0.1
背衬材料	氯化聚乙烯橡胶 + Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	80wt%	1.1	5

图12

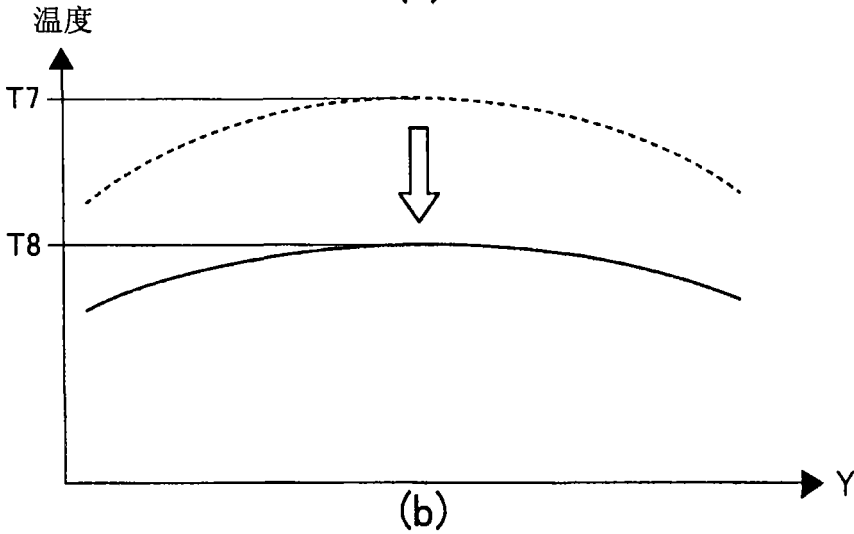
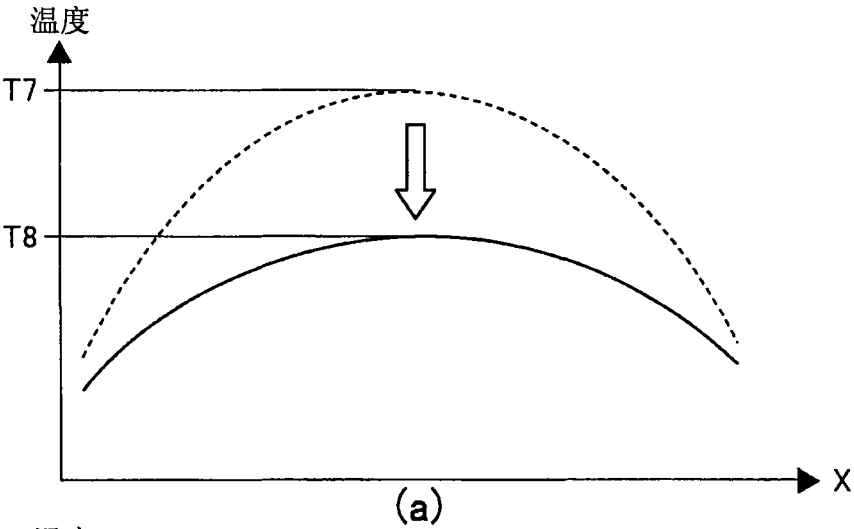


图13

<div></div>	材料	重量百分比	导热率	厚度 (毫米)
声透镜	硅橡胶		0.15	0.3
声匹配层 (上)	环氧树脂		0.2	0.1
声匹配层 (下)	环氧树脂 + ZrO <sub>2</sub>	75wt%	0.4	0.1
背衬材料	环氧树脂-氨基甲酸酯 混合橡胶+WC	90wt%	5	5

图14

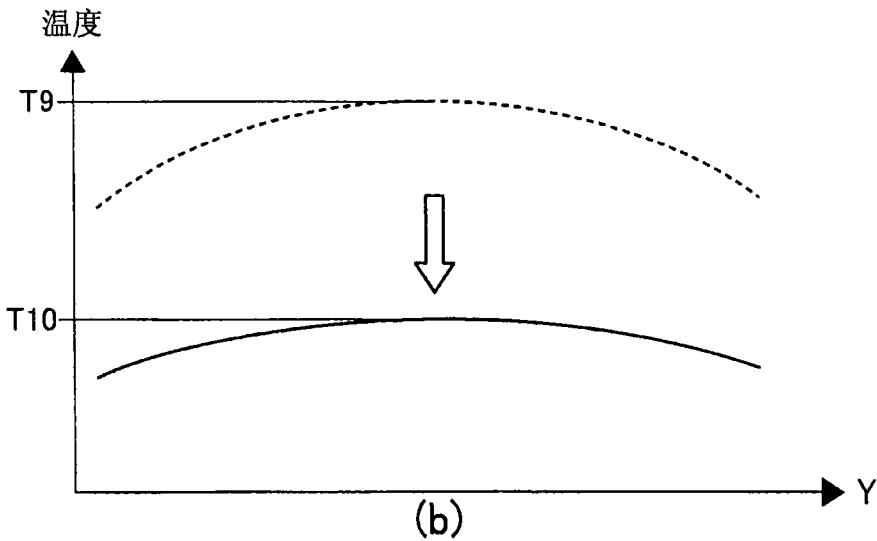
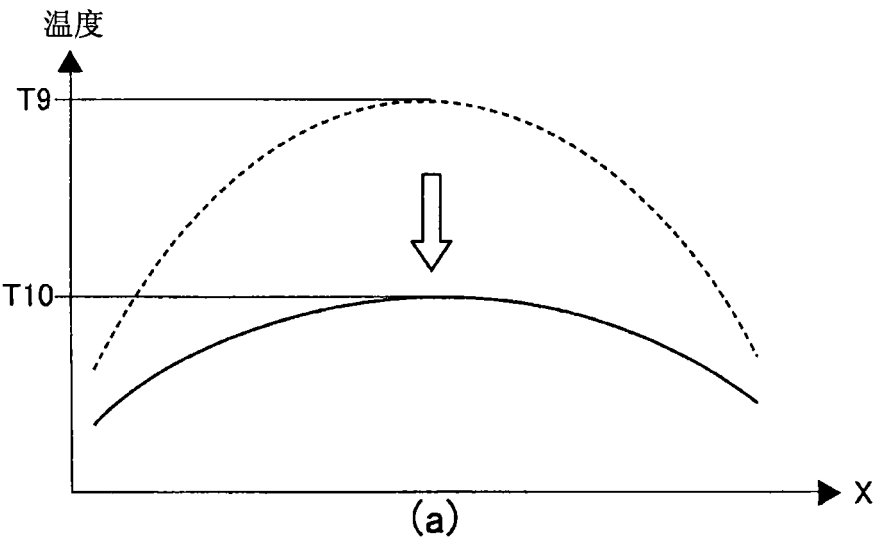


图15

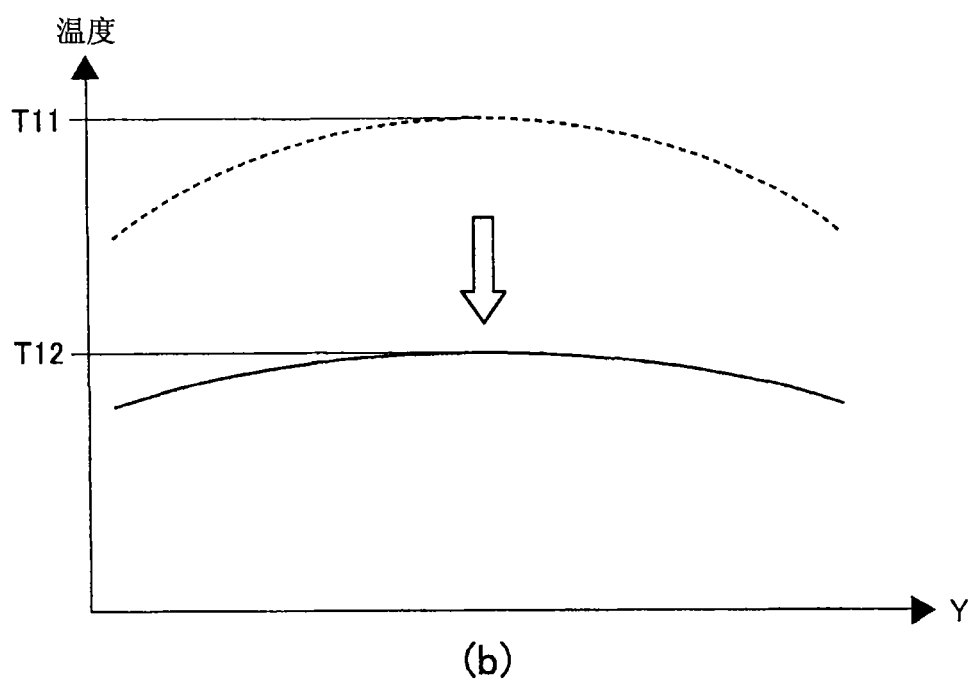
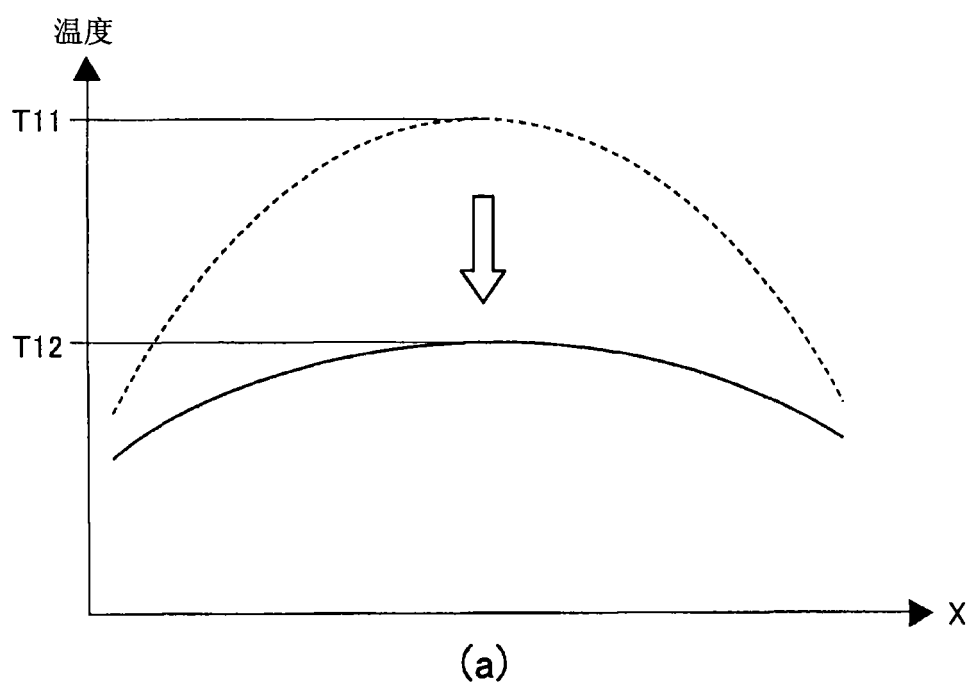


图16



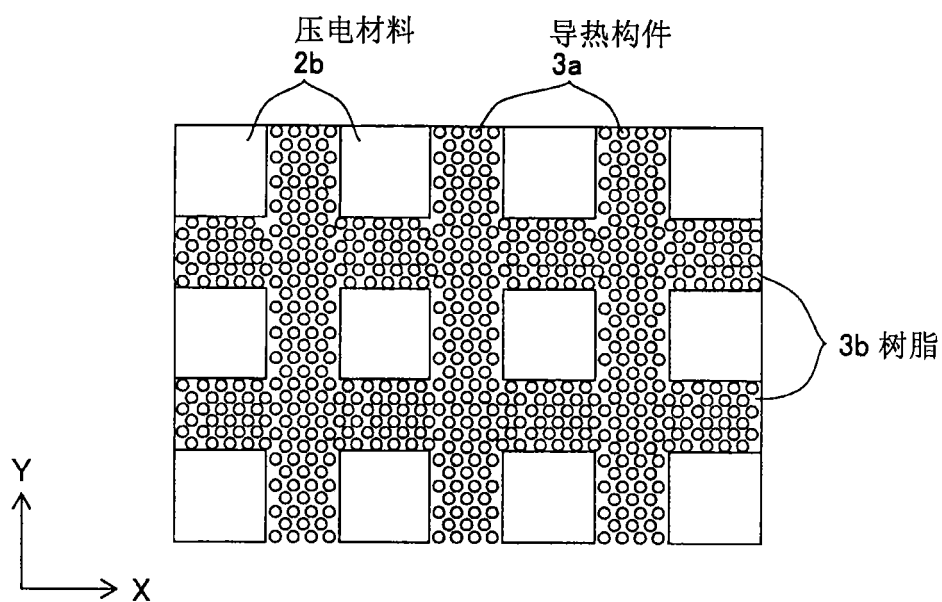


图17A

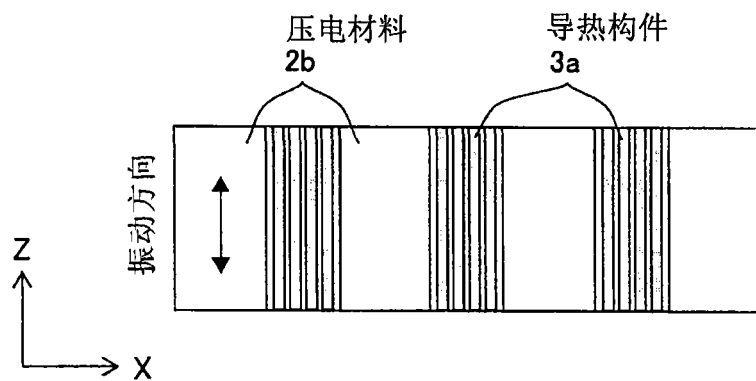
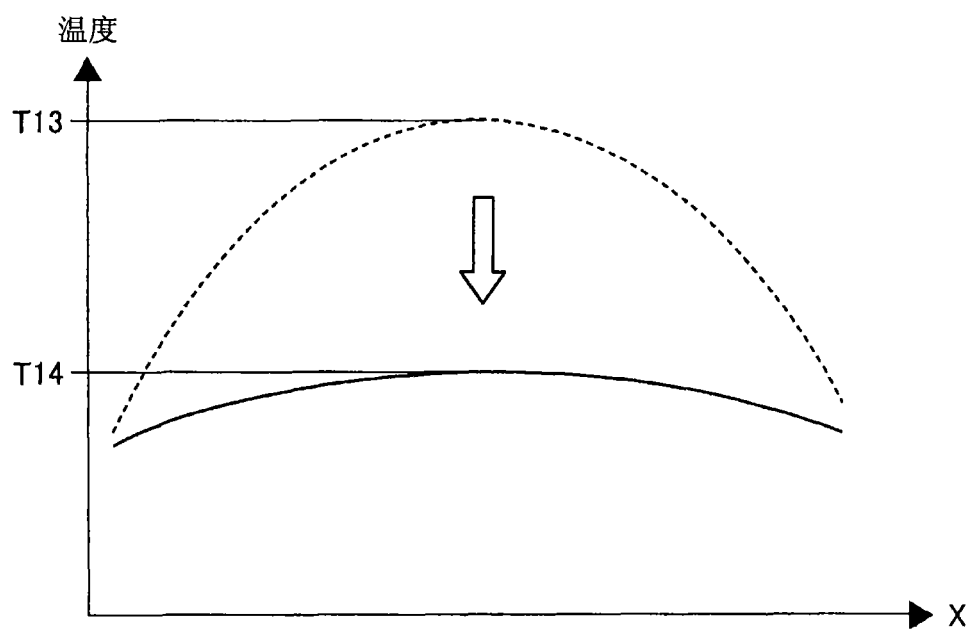
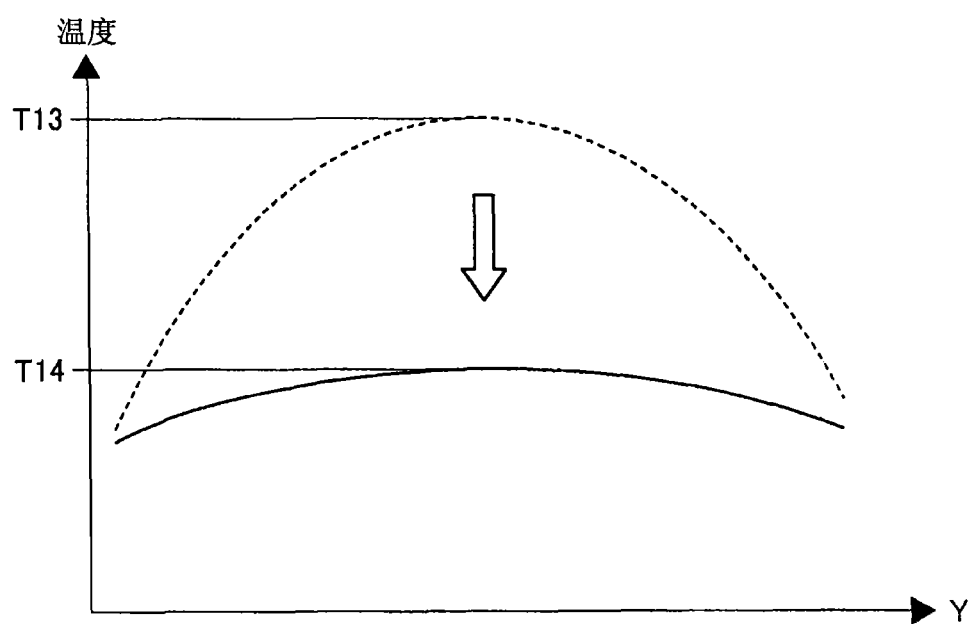


图17B

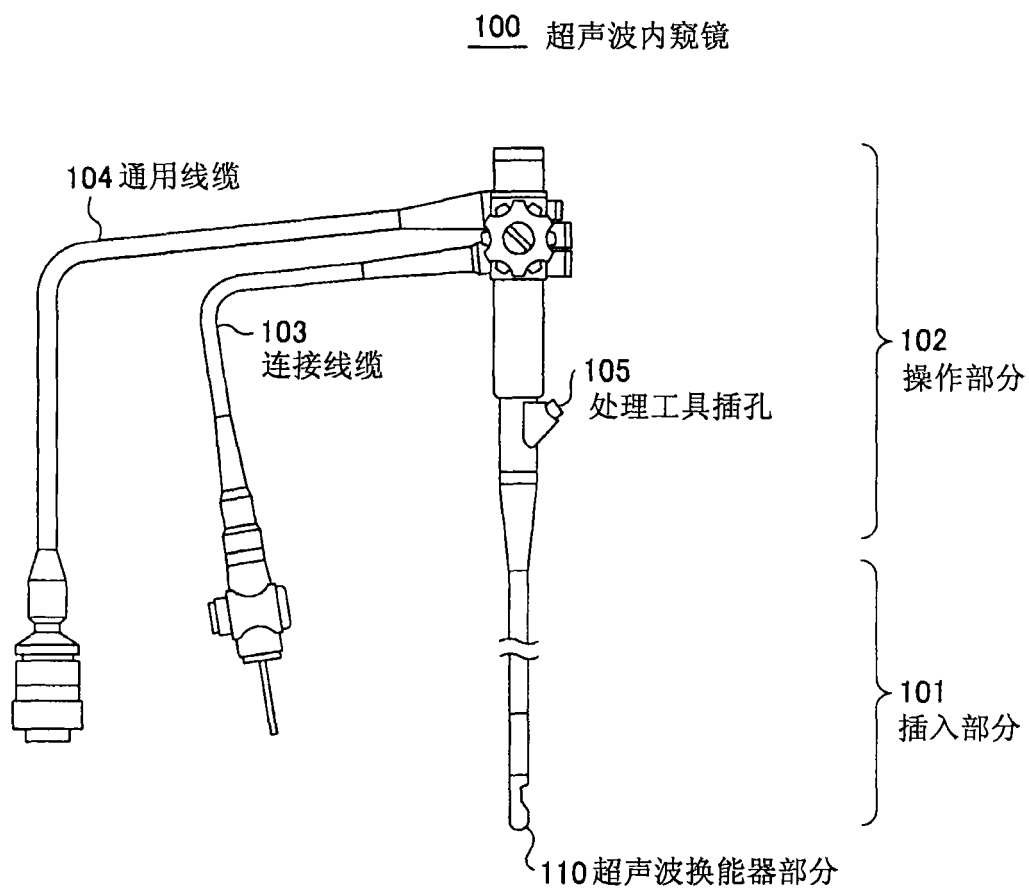


(a)



(b)

图18

**图19**

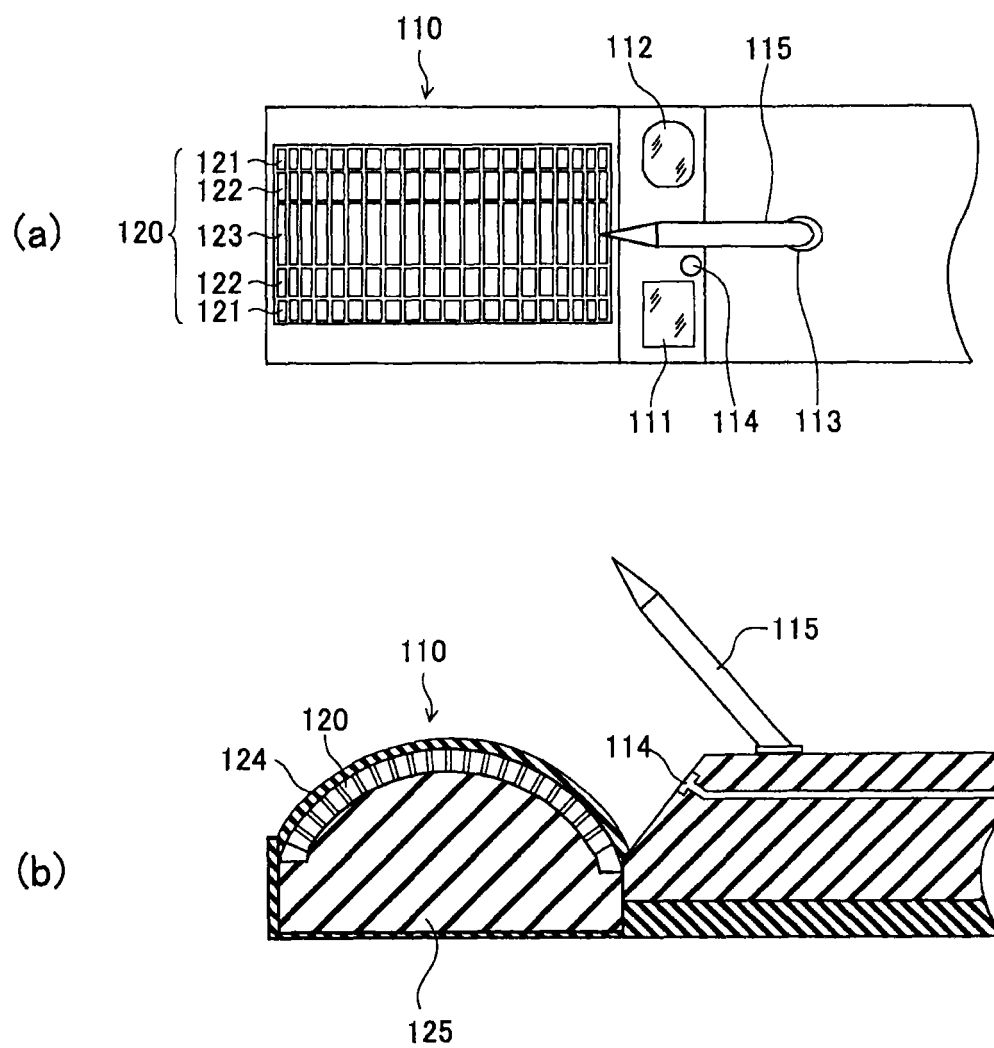


图20

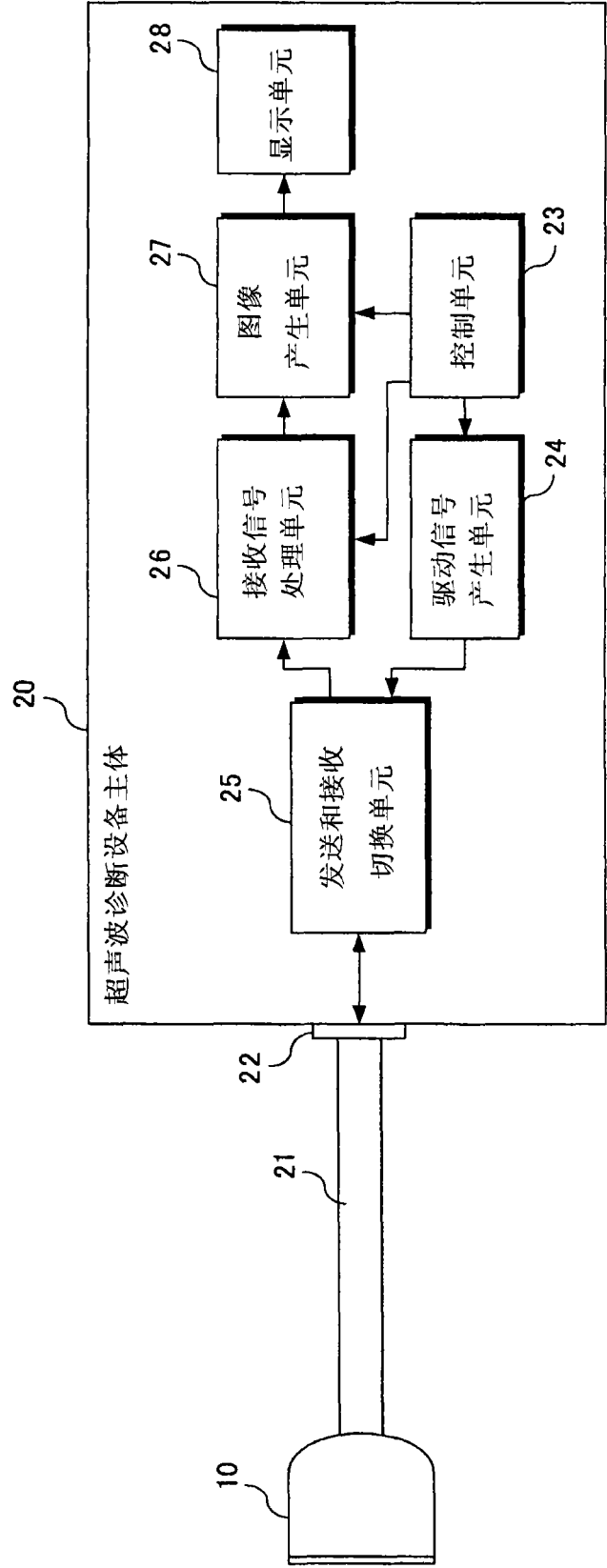


图21

专利名称(译)	复合压电材料、超声波探头、超声波内窥镜和超声波诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN101325241A</a>	公开(公告)日	2008-12-17
申请号	CN200810125543.0	申请日	2008-06-10
[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	H01L41/18 H01L41/08 B06B1/06 G01S7/521 G01S15/89 A61B8/12		
CPC分类号	B06B1/0622 G10K11/004 H01L41/183		
代理人(译)	陆锦华		
优先权	2007154704 2007-06-12 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

复合压电材料、超声波探头、超声波内窥镜和超声波诊断设备。该复合压电材料能够减少要用于在超声波成像中发送或者接收超声波的振动器阵列的峰值温度。该复合压电材料包括：沿着平面或者曲面布置的多个压电材料；以及各向异性导热材料，其在至少一个方向上具有较高的导热率，并且位于所述多个压电材料之间和/或位于所述多个压电材料的外围处。

