

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/24 (2006.01)

H04R 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410063329.9

[45] 授权公告日 2008 年 9 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 100418481C

[22] 申请日 2004.7.8

[21] 申请号 200410063329.9

[30] 优先权

[32] 2003.7.8 [33] JP [31] 193858/2003

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 武内俊 今村智久 小川隆士

[56] 参考文献

US6419648B1 2002.7.16

US4565642A 1986.1.21

US6396199B1 2002.5.28

JP3-270599A 1991.12.2

US5250869A 1993.10.5

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 秦 晨

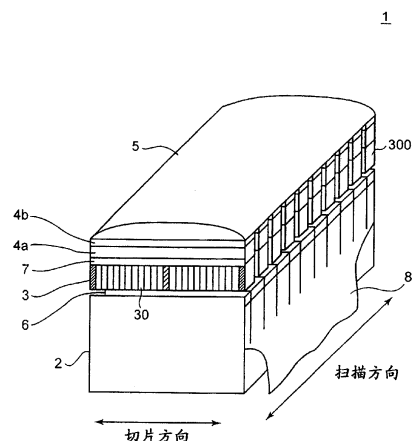
权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 9 页

[54] 发明名称

具有多个压电元件的压电传感器

[57] 摘要

本发明提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个排成阵列的压电元件。该多个压电元件沿着切片方向具有不同成分的部分从而使超声波波束沿着切片方向聚焦。



1. 一种用于超声波扫描的压电传感器，包括沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触地排成阵列的多个压电元件，

其中，多个压电元件沿着切片方向具有不同成分的部分，从而超声波波束沿着切片方向聚焦，

其中，多个压电元件由预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子，并且按一定顺序排布使得预定的电机耦合因子从阵列中间向阵列的一端和另一端逐渐降低。

2. 根据权利要求 1 的传感器，其中预定的电机耦合因子相对于阵列中间向该阵列的一端和另一端具有对称的数值系列。

3. 根据权利要求 1 的传感器，其中预定的电机耦合因子基于预定的数学函数的曲线。

4. 根据权利要求 3 的传感器，其中多个压电元件中的每一个沿着该方向的宽度根据该曲线加以确定。

5. 一种能够连接到超声波成像装置主单元上的超声波探头，该探头包括：

超声波传感器，其设定为执行超声波扫描，该超声波传感器包括压电传感器，面对压电传感器一侧的第一电极和面对压电传感器相对侧的第二电极，

其中压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触地排成阵列的压电元件，且该多个压电元件由预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子，并按一定顺序布置使预定的电机耦合因子从阵列中间向阵列的一端和另一端逐渐降低。

6. 一种超声波成像装置，包括：

超声波探头，其包括设定为执行超声波扫描的压电传感器；和耦联于超声波探头的主单元，该主单元具有设定为处理从超声波扫描获得的数据的处理器，

其中该压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直

的方向接触地排成阵列的压电元件，且该多个压电元件由预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子，并按一定顺序布置使得预定的电机耦合因子从阵列中间向阵列的一端和另一端逐渐降低。

7. 一种用于制造多个压电传感器的方法，该方法包括如下步骤：

制备多个压电薄片，它们用预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子；

按一定顺序分层堆积多个压电薄片，使预定的电机耦合因子从层的中间向层的一端和另一端逐渐降低；

烧结层积的压电薄片，从而获得分层的压电块；和

沿着垂直于层的方向将分层的压电块切割成多个压电传感器，每个压电传感器都具有由多个压电元件构成的阵列。

具有多个压电元件的压电传感器

相关申请参照

本申请基于先前的日本专利申请 No.P2003-193858 并要求获得其优先权，其于 2003 年 7 月 8 日提出申请，本文引用其全文作为参考。

技术领域

本发明涉及一种压电传感器，一种包括该压电传感器并用于超声波扫描的超声波传感器，一种包括该超声波传感器的超声波探头，和一种包括该超声波探头的超声波成像装置。本发明进一步涉及一种制造多个压电传感器的方法。

背景技术

超声波成像装置众所周知用于医疗目的，作为超声波诊断装置。超声波诊断装置通过从超声波传感器发射超声波脉冲扫描患者的身体，并根据由于患者体内声阻抗失配(acoustic impedance mismatching)产生的回声信号制备患者体内的超声波图象。

超声波传感器典型地包括多个传感器元件，它们沿着上述扫描的扫描方向布置。传感器元件振动并产生发射到患者身体的超声波脉冲。传感器元件还接收来自该躯体的回声信号。传感器元件沿着与扫描方向垂直的方向具有平坦强度(flat strength)。该垂直于扫描方向的方向下文称作切片方向(slice direction)，而不论扫描是在固定位置上进行还是在沿着切片方向的各个位置上进行。传感器元件还在患者体内的特定深度处形成焦点，从而通过超声波传感器内安装的声透镜(acoustic lens)向所产生的超声波脉冲提供延迟差(delay difference)。

然而，通过声透镜提高超声波脉冲波束的会聚行为具有限制。因此，超声波声压被沿着切片方向加权从而提高会聚行为。

例如，日本专利申请公布 No.PH11-146492 公开了一种超声波传感器，其中附着在压电传感器上的声匹配材料上沿着扫描方向设置有多个沟槽从而沿着切片方向提供加权。

另例如，日本专利申请公布 No.PH05-23331 公开了一种超声波传感器，其中压电传感器和一个电极板被沿着切片方向分割成多个部分。待施加到电极板上的电压在电极板所分割的多个部分上被不同地加权。

在上述第一个例子中，存在的问题是压电传感器的某些部分不能发射超声波脉冲和接收回声信号，这导致高旁瓣。此外，超声波传感器和超声波探头在结构上变得复杂。这种结构导致制造处理增多，从而使成本增大。

在上述第二个例子中，存在的问题是电路规模变大，因为需要向各个电极部分施加不同的电压。结果，超声波传感器的制造成本增加。此外，出于上述原因，超声波传感器的制造处理增多。

发明内容

根据本发明的第一方面，提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个排成阵列的压电元件。该多个压电元件在切片方向上具有不同成分的部分，从而超声波波束沿着切片方向聚焦。

根据本发明的第二方面，提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。该多个压电元件由预定的成分(composition)制成从而具有预定的电机耦合因子(electromechanical coupling factors)。该多个压电元件按一定的次序布置，从而预定的电机耦合因子从阵列的中间向阵列的两端逐渐减小。

根据本发明的第三方面，提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。该多个压电元件由预定的成分制成从而具有预定的相对介电常数。该多个压电元件按一定的次序布置，从而预定的相对

介电常数从阵列的中间向阵列的两端逐渐增加。

根据本发明的第四方面，提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。位于多个压电元件中间的第一压电元件用第一成分制成，从而具有第一电机耦合因子。位于多个压电元件一端的第二压电元件用第二成分制成从而具有第二电机耦合因子。第二电机耦合因子低于第一电机耦合因子。位于多个压电元件另一端的第三压电元件用第三成分制成从而具有第三电机耦合因子。第三电机耦合因子低于第一电机耦合因子。多个压电元件中位于第一和第二压电元件之间的第四压电元件用第四成分制成从而具有第四电机耦合因子。第四电机耦合因子低于第一电机耦合因子但高于第二电机耦合因子。多个压电元件中位于第一和第三压电元件之间的第五压电元件用第五成分制成从而具有第五电机耦合因子。第五电机耦合因子低于第一电机耦合因子但高于第三电机耦合因子。多个压电元件中位于第一和第四压电元件之间的第六压电元件用第六成分制成从而具有第六电机耦合因子。第六电机耦合因子低于第一电机耦合因子但与第四电机耦合因子基本上相同或者更高。多个压电元件中位于第一和第五压电元件之间的第七压电元件用第七成分制成从而具有第七电机耦合因子。第七电机耦合因子低于第一电机耦合因子但高于第五电机耦合因子。

根据本发明的第五方面，提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。位于多个压电元件中间的第一压电元件用第一成分制成，从而具有第一相对介电常数。位于多个压电元件一端的第二压电元件用第二成分制成从而具有第二相对介电常数。第二相对介电常数高于第一相对介电常数。位于多个压电元件另一端的第三压电元件用第三成分制成从而具有第三相对介电常数。第三相对介电常数高于第一相对介电常数。多个压电元件中位于第一和第二压电元件之间的第四压电元件用第四成分制成从而具有第四相对介电常数。第四相对介电常数高于第一相对介电常数但低于第二相对介电常数。多个压电

元件中位于第一和第三压电元件之间的第五压电元件用第五成分制成从而具有第五相对介电常数。第五相对介电常数高于第一相对介电常数但低于第三相对介电常数。多个压电元件中位于第一和第四压电元件之间的第六压电元件用第六成分制成从而具有第六相对介电常数。第六相对介电常数高于第一相对介电常数但与第四相对介电常数基本上相同或者更低。多个压电元件中位于第一和第五压电元件之间的第七压电元件用第七成分制成从而具有第七相对介电常数。第七相对介电常数高于第一相对介电常数但低于第五相对介电常数。

根据本发明的第六方面，提供了一种用于超声波扫描的超声波传感器。该传感器包括一个压电传感器、一对电极和一个声透镜。压电传感器设定为产生超声波。该压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。电极对设定为当预定的电压施加到电极上时激发压电传感器。电极安装在与阵列和扫描平面垂直的压电传感器的一侧及相对侧上。声透镜安装在一个电极的一个侧面上，与电极面向压电传感器的侧面相对。所产生的超声波通过声透镜发射。多个压电元件用预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子。该多个压电元件按一定次序布置，使预定的电机耦合因子从阵列的中间向阵列两端逐渐降低。

根据本发明的第七方面，提供了一种用于超声波扫描的超声波传感器。该传感器包括压电传感器、一对电极和声透镜。压电传感器设定为产生超声波。该压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。电极对设定为当预定的电压施加到电极上时激发压电传感器。电极安装在与阵列和扫描平面垂直的压电传感器的一侧及相对侧上。声透镜安装在一个电极的一个侧面上，与该电极面对压电传感器的侧面相对。所产生的超声波通过声透镜发射。多个压电元件用预定的成分制成从而具有预定的相对介电常数。多个压电元件按一定次序布置，使预定的电机耦合因子从阵列的中间向阵列的两端之间逐渐增加。

根据本发明的第八方面，提供了一种能够连接到超声波成像装置

主单元上的超声波探头。该探头包括超声波传感器。该超声波传感器设定为执行超声波扫描。超声波传感器包括压电传感器，面对压电传感器一个侧面的第一电极和面对压电传感器相对侧面的第二电极。压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。该多个压电元件用预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子。该多个压电元件按一定次序布置，使预定的电机耦合因子从阵列的中间向阵列的两端逐渐降低。

根据本发明的第九方面，提供了一种能够连接到超声波成像装置主单元上的超声波探头。该探头包括超声波传感器。该超声波传感器设定为执行超声波扫描。超声波传感器包括压电传感器，面对压电传感器一个侧面的第一电极和面对压电传感器相对侧面的第二电极。压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。该多个压电元件用预定的成分制成从而具有预定的相对介电常数。该多个压电元件按一定次序布置，使预定的相对介电常数从阵列的中间向阵列的两端逐渐增加。

根据本发明的第十方面，提供了一种超声波成像装置。该装置包括超声波探头和主单元。超声波探头包括压电传感器并设定为执行超声波扫描。主单元耦联于超声波探头并具有处理器。处理器设定为处理从超声波扫描获得的数据。压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。多个压电元件用预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子。该多个压电元件按一定次序布置，使预定的电机耦合因子从阵列的中间向阵列的两端逐渐降低。

根据本发明的第十一方面，提供了一种超声波成像装置。该装置包括超声波探头和主单元。超声波探头包括压电传感器并设定为执行超声波扫描。主单元耦联于超声波探头并具有处理器。处理器设定为处理从超声波扫描获得的数据。压电传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。多个压电元件用预定的成分制成从而具有预定的相对介电常数。该多个压电元件按一定次序布置，使预定的相对介电常数从阵列的中间向阵列的两端逐渐增加。

根据本发明的第十二方面，提供了一种用于制造多个压电传感器的方法。该方法从制备多个压电薄片开始。多个压电薄片用预定的成分制成从而具有预定的电机耦合因子。该方法接着按一定次序分层堆积多个压电薄片，从而使预定的电机耦合因子从层的中间向层两端逐渐降低。该方法进一步烧结层积的压电薄片从而获得分层的压电块，接着沿着垂直于层的方向将分层的压电块切割成多个压电传感器。每个压电传感器都具有由多个压电元件构成的阵列。

根据本发明的第十三方面，提供了一种用于制造多个压电传感器的方法。该方法从制备多个压电薄片开始。多个压电薄片用预定的成分制成从而具有预定的相对介电常数。该方法接着按一定次序分层堆积多个压电薄片，从而使预定的相对介电常数从层的中间向层的两端逐渐增加。该方法进一步烧结层积的压电薄片从而获得分层的压电块，接着沿着垂直于层的方向将分层的压电块切割成多个压电传感器。每个压电传感器都具有由多个压电元件构成的阵列。

根据本发明的第十四方面，提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个沿着与超声波扫描的扫描平面垂直的方向接触布置的压电元件。多个压电元件由预定的成分制成从而具有预定的特性。该多个压电元件基于预定的特性根据预先设定的加权值加以布置。

附图说明

通过参考联系附图的详细说明将容易获得对本发明实施例及其许多附加优点的更完全的理解，其中：

图 1 是显示根据第一实施例的超声波传感器示例构型的图解；

图 2 是显示根据第一实施例的压电传感器示例构型的图解；

图 3 是显示根据第一实施例的加权实例的图表；

图 4 是显示锆浓度与电机耦合因子之间典型关系的图表；

图 5A-5C 是显示根据第一实施例的压电传感器示例制造过程的图解；

图 6A 和 6B 是显示在没有加权的先前技术超声波传感器的接收中声压分布的图表;

图 7 是显示根据第一实施例的超声波传感器的接收中声压分布的图表;

图 8 是显示根据第二实施例加权实例的图表;

图 9 是显示锆浓度和相对介电常数之间典型关系的图表;

图 10A 和 10B 是显示根据第二实施例的超声波传感器的接收中声压分布的图表;

图 11 是显示具有图 1 超声波传感器的超声波成像装置示例构型的框图。

具体实施方式

超声波诊断装置的实施例将参考附图加以说明。图 1-7 涉及第一实施例。图 8-10 涉及第二实施例。

(第一实施例)

图 1 是显示根据第一实施例的超声波传感器示例构型的图解。超声波传感器能够用于超声波扫描并安装在超声波探头的头上, 超声波探头能够是超声波成像装置, 诸如例如用于探测焊接金属内部产生的裂纹的超声波裂纹探测器(或者超声波反射测试仪)的一部分, 或者出于医疗诊断目的的超声波诊断装置的一部分。第一实施例在超声波传感器用于超声波诊断装置的情况下加以说明。

如图 1 所示, 超声波传感器 1 包括背面(back surface)材料 2、压电传感器 3、第一声匹配层 4a、第二声匹配层 4b、声透镜 5、电极 6 和 7 以及柔性印刷线路板 8。压电传感器 3 由(或者包括)多个传感器元件 300 形成。传感器元件 300 沿着由传感器元件 300 产生的超声波的扫描方向布置成阵列形式。沿着压电传感器 3 的切片方向, 压电传感器 3 由多个层制成。每个层都是一个预定的压电元件 30。压电传感器 3 将在后面详细说明。

当压电传感器 3 向患者身体发射超声波或者接收来自患者身体的

回声信号时，压电传感器 3 振荡并产生超声波振动。背面材料 2 削弱和吸收超声波振动中不需要用于超声波诊断装置中图象提取的分量。

电极 6 安装在压电传感器 3 的一个侧面上。例如，如图 1 所示，电极 6 安装在靠近背面材料 2 的位置并形成多个单独的电极元件。每个单独的电极元件都相应于一个传感器元件 300 加以安装。类似地，电极 7 安装在压电传感器 3 的相对侧面上。例如，电极 7 安装在靠近第二声匹配层 4b 的位置并形成多个单独的电极元件。每个单独的电极元件都相应于一个传感器元件 300 加以安装。相应于同一个传感器元件 300 的电极 6 的一个电极元件和电极 7 的一个电极元件能够成为一对。选择地，两个或多个相邻的传感器元件 300 可以安装电极 6 的一个电极元件和电极 7 的一个电极元件。这样的电极 6 的一个电极元件和电极 7 的一个电极元件能够成对。在可选择实施例中，两个或多个相邻传感器元件 300 共同安装由电极 6 的一个电极元件和电极 7 的一个电极元件构成的对，工作时好象它们构成一个传感器元件。

电极 6 可以连接于柔性印刷线路板 8。电极 7 也可以连接于柔性印刷线路板 8。电极 6 通过柔性印刷线路板 8 连接信号线（图 1 中未显示）。信号线相应于电极元件。电极 7 通过柔性印刷线路板 8 接地。选择地，电极 7 可以连接于接地板(earth board)而电极 6 连接于柔性印刷线路板 8。接地板可以连接柔性印刷线路板 8。

通过柔性印刷线路板 8 在电极 6 和 7 之间施加高压。精确地讲，这种电压沿着扫描方向以逐个元件的方式施加到预定的电极元件上。压电传感器 3 响应施加在电极 6 和 7 之间的电压而振荡。

第一和第二声匹配层 4a 和 4b 安装在超声波传感器 1 的超声波接收表面侧。尽管在图 1 中第一和第二声匹配层 4a 和 4b 作为双层构型加以提供，但是声匹配层构型可以使用单层或者多于两个层。第一和第二声匹配层 4a 和 4b 安装在压电传感器 3（或者电极 7）的上面。第一和第二声匹配层 4a 和 4b 被声透镜 5 覆盖。第一和第二声匹配层 4a 和 4b 以及声透镜 5 限制了由于患者体表的声阻抗差异而产生的信号损失。

在发射超声波脉冲和接收最终回声信号时，声透镜 5 附着于患者的体表面。所发射的超声波脉冲声学地沿着切片方向聚焦在患者体内预定的深度处。在扫描方向上，所发射的超声波脉冲通过控制改变阵列传感器元件 300 的发射/接收时限而声学地聚焦。

根据上述构型，当向电极 6 和 7 施加预定的电压时，压电传感器 3 通过压电效应产生超声波。所产生的超声波脉冲发射到待检测目标，例如肿瘤或患病部位。所发射的超声波脉冲从分别具有不同声阻抗的组织内表面返回成为回声信号。回声信号通过压电传感器 3 被接收和转变成电信号。根据该电信号，目标的内部状况被提取出来成为一个或多个超声波图象。

下面将详细说明压电传感器 3。图 2 是显示根据第一实施例的压电传感器 3 示例构型的图解。

如图 2 所示，压电传感器 3 由（或者包括）多个压电元件 30 形成，它们沿着切片方向布置。每个压电元件 30 都可以用例如陶瓷材料成分制成，例如锆钛酸铅(lead zirconate titanate)($\text{Pb}(\text{Zr.Ti})\text{O}_3$)、铌酸锂(LiNbO_3)、钛酸钡(BaTiO_3)和钛酸铅(PbTiO_3)。一个压电元件 30 的成分可以与另一个压电元件 30 的成分相同，从而两个压电元件 30 具有基本上相同的电机耦合因子。另外，一个压电元件 30 的成分可以与另一个压电元件 30 的成分不同，从而两个压电元件 30 彼此具有不同的电机耦合因子。当一个压电元件 30 的成分（第一成分）与另一个压电元件 30 的成分（第二成分）不同时，第一成分可以用与第二成分相同的陶瓷材料制成，但是与第一成分的成分比例不同。选择地，当第一成分与第二成分不同时，第一成分可以用与第二成分不同的陶瓷材料制成。电机耦合因子是显示电能和机械能之间转换能力的系数。电机耦合因子可以用所产生的机械能与所施加的电能之间，或者所产生的电能与所施加的机械能之间比值的平方根表示。

每个压电元件 30 所具有的具体电机耦合因子可以根据例如预定的数学函数曲线加以预定，例如正弦曲线和高斯曲线。根据该曲线，压电元件 30 的电机耦合因子被分别加权。也就是说，每个压电元件

30 均给予从每个压电元件 30 的成分得出的预定的电机耦合因子。因此，每个压电元件 30 的成分可以根据被确定的（或被加权的）电机耦合因子加以确定。

图 3 是显示根据第一实施例的加权实例的图表。图 3 的横轴表示压电元件 30 沿切片方向的排列位置。换言之，横轴表示切片方向上从压电传感器 3 的一个末端（或者压电元件 30 的一个阵列末端）到另一个末端的距离。图 3 的纵轴表示加权效果。在第一实施例中，最大加权是，例如，1(1.0)，并提供给压电元件 30 中的压电元件 31，如图 2 所示。压电元件 31 位于压电元件 30 阵列的中间。最小加权是，例如，大约零点四(0.4)并提供给压电元件 30 中的压电元件 32 和 33，如图 2 所示。压电元件 32 位于压电元件 30 阵列的一个末端。压电元件 33 位于阵列的另一个末端。压电元件 31 和 32 之间的压电元件 30 的加权优选地基本上与压电元件 31 和 33 之间的压电元件 30 的加权相同。

图 3 的加权曲线遵循具体数学函数的曲线。曲线的每个阶(step)都表示一个压电元件 30 的加权值。每个阶的宽度可以根据曲线加以确定。这意味着每个压电元件 30 沿切片方向的宽度可以根据相应阶的宽度加以确定。结果沿着曲线，一个阶可能恰好相应于两个或者多个压电元件 30。换言之，一个压电元件 30 可能与阵列中的下一个压电元件 30 具有基本上相同的电机耦合因子。

每个压电元件 30 的电机耦合因子根据加权加以确定。在上面的实例中，压电元件 32 和 33 的电机耦合因子是压电元件 31 的电机耦合因子的 0.4 倍。在第一实施例中，压电元件 31 具有最高的电机耦合因子。压电元件 32 和 33 的全部或者任何一个具有最低的电机耦合因子。位于压电元件 31 和 32 之间的压电元件 30 的电机耦合因子向着压电元件 32 逐渐降低，这从图 3 所示的曲线可以理解。类似地，位于压电元件 31 和 33 之间的压电元件 30 的电机耦合因子向着压电元件 33 逐渐降低，这从图 3 所示的曲线可以理解。这里，当电机耦合因子逐渐降低时，在降低过程中，一个压电元件 30 的电机耦合因子可以与下一个压电元件 30 的电机耦合因子基本上相同。

如上所述,电机耦合因子能够通过控制陶瓷材料成分的比率加以改变。例如,当压电元件 30 的成分中含有锆钛酸铅($\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$)时,电机耦合因子能够通过控制 $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ 中锆(Zr)的浓度加以改变。

图 4 是显示 Zr 浓度与电机耦合因子之间典型关系的图表。如图 4 所示,当浓度大约为 52(原子%)时,电机耦合因子大约为 0.7。另外当浓度为 48(原子%)时,电机耦合因子大约为 0.4。如上所述,因为有可能通过改变陶瓷材料(例如 $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$)的成分(或者改变 Zr 和/或钛(Ti)的浓度)而改变电机耦合因子,所以通过向压电元件 30 施加各种 Zr 和 Ti 成分的陶瓷材料($\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$)能够向压电元件 30 提供不同的加权。

尽管说明了具有不同成分的相同陶瓷材料(本实施例中是 $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$)用于加权,但是不同的陶瓷材料也可以分别用于压电元件 30。例如 $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ 可以用于压电元件 31,而 LiNbO_3 可以用于压电元件 32 和 33,从而实现优选的加权。

进一步,在第一实施例中,压电元件 30 的频率常数范围在压电元件 30 中是例如正负百分之十($\pm 10\%$)。当基本频率常数为例如 2000 米赫兹($2000[\text{m}\cdot\text{Hz}]$)时,压电元件 30 可以制备的频率常数的范围是 1800 米赫兹($1800[\text{m}\cdot\text{Hz}]$)-2200 米赫兹($2200[\text{m}\cdot\text{Hz}]$)。使用这种频率常数范围使得有可能从每个压电元件 30 获得基本上相同频率的超声波脉冲。

压电传感器 3 的制造(或制备)技术将参考图 5A-5C 加以说明。图 5A-5C 是显示根据第一实施例的压电传感器 3 示例制造过程的图解。

如图 5A 所示,安装了绿色薄片(green sheet)50。一个绿色薄片 50 的一部分相应于一个压电元件 30。首先,将一种或多种预定的陶瓷材料研磨成粉从而获得预定的电机耦合因子。陶瓷材料及其待用的数量按照图 2 和 3 描述的方式确定。磨碎的陶瓷材料与树脂混合从而制备具有预定电机耦合因子的绿色薄片 50。绿色薄片 50 的厚度根据加权数学函数曲线中相应阶的宽度加以确定,如图 3 所示。

制备和分层堆积多个这种绿色薄片 50，从而制成图 5B 所示的陶瓷块 51。在图 5B 所示的实例中，分层陶瓷块 51 由（或者包括）25 个绿色薄片 50 形成。沿着层堆叠的方向，分层陶瓷块 51 的中间是绿色薄片 52。该层堆叠方向与图 1 的切片方向相同。沿着层堆叠的方向，分层陶瓷块 51 的两端是绿色薄片 53 和 54。进一步，电机耦合因子的加权在绿色薄片 52-53 和绿色薄片 52-54 之间可以是对称的。当两个彼此接连布置的绿色薄片 50 之间，包括 52、53 和 54，没有相同的电机耦合因子时，分层陶瓷块 51 需要 13 种绿色薄片 50。13 种绿色薄片 50 的每一个都具有不同的成分，从而具有所需的电机耦合因子。

当制备了 25 个绿色薄片 50 时，包括 52、53 和 54，这些绿色薄片 50 按照它们的电机耦合因子加以层积，从而制备分层陶瓷块 51。电机耦合因子从绿色薄片 52 向绿色薄片 53 和 54 逐渐降低。然后烧结分层陶瓷块 51。结果，获得了分层的压电块。

作为制备分层陶瓷块的改良技术，可以沿着层堆叠方向堆叠两个或多个这种由 25 个绿色薄片构成的块。更详细地说，首先制备两个或多个分层陶瓷块 51。在一个分层陶瓷块 51 的绿色薄片 53 的顶部放置另一个分层陶瓷块 51。在一个分层陶瓷块 51 的绿色薄片 53 与另一个分层陶瓷块 51 的绿色薄片 54 之间可以插入树脂薄片。进一步，可以沿着层堆叠方向堆叠更多的分层陶瓷块 51。所堆叠的块作为一个整体加以烧结。树脂薄片的厚度可以确定为适合于沿着树脂薄片切割堆叠块从而获得两个或多个独立的分层压电块所需的宽度，其中两个或多个独立的分层压电块的每一个都相应于分层陶瓷块 51。

当以上述方式获得分层压电块时，沿着层堆叠方向（或者沿着垂直于绿色薄片层 51 的方向）将分层压电块切成片。每个片能够用作图 5C 所示的压电传感器 3。压电元件 31 用绿色薄片 52 的一部分制成。因此，压电元件 31 在压电传感器 3 中具有最高的电机耦合因子。压电元件 32 和 33 分别用绿色薄片 53 和 54 制成。因此，压电元件 32 和 33 在压电传感器 3 中具有最低的电机耦合因子。

进一步，压电传感器 3 可以沿着厚度方向被抛光，从而从压电传

感器 3 产生具有期望频率的超声波脉冲。换言之，压电传感器 3 可以被抛光，从而频率常数能够落在，例如，基本频率常数正负百分之十的允许值内，尽管频率常数还取决于陶瓷材料的选择或者成分。抛光之后，在压电传感器 3 的相对表面上安装电极 6 和 7(图 5C 中未显示)，其分别面对背表面材料 2 和通过金(Au)的溅射技术形成的第二声匹配层 4b。使电极 6 和 7 极化。从而，可以不需要大量制造处理地制备压电传感器 3。这能够限制制造成本的上升。

尽管在图 5A-5C 所示的实例中使用了 25 个绿色薄片获得压电传感器 3，但是绿色薄片的数量并不限于上述例子。使用的绿色薄片越多，加权越精细。制备的绿色薄片 51 越多，由相应于压电元件 30 的阶形成的曲线越平滑，如图 3 所示。例如，可以层叠和烧结 100 个绿色薄片，其每一个的厚度都大约为 100 微米(100[μm])。在这种实例中，有可能获得沿着切片方向具有 10 毫米(10[mm])宽度的压电传感器。

只要将最高的加权授予压电传感器 3 的中间，且加权沿着切片方向向压电传感器 3 的两端逐渐降低，就能够向加权施加任何的数学函数。

在沿着超声波发射方向向压电传感器 3 施加电信号时，待发射的超声波脉冲的声压的加权与给予压电元件 30 的电机耦合因子成比例。类似地，接收超声波脉冲(回声信号)的声压的加权也与给予压电元件 30 的电机耦合因子成比例。图 6A 和 6B 是显示在没有施加加权的先前技术超声波传感器的接收中声压分布的图表。图 7 是显示在根据第一实施例的超声波传感器 1 的接收中声压分布的图表。

图 6A 显示了沿着超声波发射方向距离声透镜 10 毫米(10[mm])、20 毫米(20[mm])和 30 毫米(30[mm])的深度的分布。图 6B 显示了沿着超声波发射方向距离声透镜 40 毫米(40[mm])到 100 毫米(100[mm])之间每 10 毫米(10[mm])深度的分布。在图 6A 和 6B 中，横轴表示沿切片方向距离压电传感器中间的距离。纵轴表示在先前技术超声波传感器的接收中的声压。图 7 显示了沿着超声波发射方向距离声透镜 5 为 10 毫米(10[mm])到 100 毫米(100[mm])之间每 10 毫米(10[mm])深度的

分布。在图 7 中，横轴表示距离排成阵列的（arrayed）压电元件 30 中间的距离。纵轴表示在超声波传感器 1 的接收中的声压。

如图 6A 所示，每个深度的超声波波束相对于图 6B 的超声波波束并不集中，而是在压电传感器中间附近（也就是，在 0 毫米的距离附近）分散。另一方面，如图 6B 所示，与图 6A 的超声波波束相比，每个深度的超声波波束具有更高的旁瓣。另一方面，如图 7 所示，每个深度的超声波波束都集中，在阵列压电元件 30 的中间（或者在压电传感器 3 的中间）具有更窄的主波瓣。同时，每个深度超声波波束的旁瓣都保持较低。

因此，与没有加权的先前技术超声波传感器相比，有可能提高超声波传感器 1 的灵敏度。因为加权本身通过压电元件 30 的特性实现，所以超声波传感器 1 可以不需要任何的附加部件或者物理处理或电处理。从而在实现加权的同时防止了超声波传感器 1 的尺寸变大。同样，扫描片的厚度（也就是扫描平面沿着扫描方向的厚度）沿着超声波发射的方向（沿着患者身体的深度方向）可以更加均匀。因此，能够改善根据超声波扫描获得的超声波图象的图象品质。进一步，超声波传感器 1 能够应用于任何类型的超声波探头。

（第二实施例）

在第一实施例中，压电元件 30 用给出预定电机耦合因子的成分制成，以便提供相应于特定函数的合适加权。然而第二实施例的压电元件用给出预定相对介电常数的成分制成，以便提供合适的加权。根据第二实施例的超声波传感器的构型可以与图 1 和 2 所示的相似。因此，根据第二实施例的超声波传感器将参考图 1 和 2 加以说明。这里省略了图 1 和 2 中也能够应用于第二实施例的解释。

图 8 是显示根据第二实施例的加权实例的图表。如图 8 所示，分阶曲线与图 3 所示曲线的形式相反。也就是说，图 8 的曲线所遵循的数学函数曲线能够是第一实施例中所应用函数的反函数。图 8 的横轴表示压电元件 30 沿着切片方向的排列位置。换言之，横轴表示沿着切片方向从压电传感器 3 的一个末端（或者压电元件 30 的一个阵列末端）

到另一个末端的距离。图 8 的纵轴表示加权。在第二实施例中，最大加权是，例如，大约零点四（0.4），并赋予压电元件 31。压电元件 31 和 32 之间的压电元件 30 的加权优选地与压电元件 31 和 32 之间的压电元件 30 基本上相同。

图 8 中的加权曲线遵循具体数学函数曲线。与图 3 类似，曲线的每个阶表示一个压电元件 30 的加权。每个阶的宽度可以根据曲线加以确定。这意味着每个压电元件 30 沿着切片方向的宽度可以根据相应阶的宽度加以确定。遵循该曲线的结果，一个阶可以恰好相应于两个或多个压电元件 30。换言之，一个压电元件 30 可以与阵列中的下一个压电元件 30 具有基本上相同的相对介电常数。

每个压电元件 30 的相对介电常数根据加权加以确定。在上面的实例中，压电元件 31 的相对介电常数是压电元件 32 和 33 的相对介电常数的 0.4 倍。在第二实施例中，压电元件 31 具有最低的相对介电常数。压电元件 32 和 33 的全部或者任何一个具有最高的相对介电常数。位于压电元件 31 和 32 之间的压电元件 30 的相对介电常数向着压电元件 32 逐渐增高，这从图 8 所示的曲线可以理解。类似地，位于压电元件 31 和 33 之间的压电元件 30 的相对介电常数向着压电元件 33 逐渐增高，这从图 8 所示的曲线可以理解。这里，当相对介电常数逐渐增高时，在增高过程中，一个压电元件 30 的相对介电常数可以与下一个压电元件 30 的相对介电常数基本上相同。

与第一实施例类似，相对介电常数能够通过控制陶瓷材料成分的比率加以改变。例如，当压电元件 30 的成分中含有锆钛酸铅 ($\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$) 时，相对介电常数能够通过控制 $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ 中锆(Zr) 的浓度加以改变。

图 9 是显示 Zr 浓度与相对介电常数之间典型关系的图表。如图 9 所示，因为有可能通过改变陶瓷材料(例如 $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$)的成分(或者改变 Zr 和/或钛(Ti)的浓度)改变相对介电常数，所以通过向压电元件 30 施加各种 Zr 和 Ti 成分的陶瓷材料($\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$)能够向压电元件 30 提供不同的加权。类似于第一实施例，不同的陶瓷材料可以分别用于

压电元件 30。

同样在第二实施例中，压电元件 30 的频率常数范围在压电元件 30 之间是例如正负百分之十($\pm 10\%$)的允许值。使用这种频率常数范围使得有可能从每个压电元件 30 获得几乎相同频率的超声波脉冲。

在沿着超声波发射方向向压电传感器 3 施加电信号时，待发射的超声波脉冲的声压的加权与给予压电元件 30 的相对介电常数成比例。相反，接收超声波脉冲（回声信号）的声压的加权与给予压电元件 30 的相对介电常数成反比。在超声波发射中，可以获得如下的声压分布，其中声压在压电传感器 3 的中间附近（也就是在 0 毫米距离附近）低，在压电传感器 3 的两末端高。也就是说，所获得的分布可以具有更高的旁瓣和变窄的主波瓣。在超声波接收中，可以获得如下的声压分布，其中旁瓣保持较低，而主波瓣显著变窄。

图 10A 和 10B 是显示在根据第二实施例的超声波传感器 1 的接收中声压分布的图表。图 10A 显示了沿着超声波发射方向距离声透镜 5 为 10 毫米(10[mm])、20 毫米(20[mm])和 30 毫米(30[mm])深度的分布。图 10B 显示了沿着超声波发射方向距离声透镜 5 为 40 毫米(40[mm])到 100 毫米(100[mm])之间每 10 毫米(10[mm])深度的分布。横轴表示沿切片方向距离压电传感器中间的距离。纵轴表示超声波传感器 1 的接收中的声压。与先前没有加权的先前技术超声波传感器相比，图 10B 中的主波瓣显著变窄。

通常，当超声波脉冲以基本频率发射时，可能随着超声波脉冲通过患者身体产生频率为基本频率整数倍的谐波分量。当具有 THI（组织谐波成像）特征的超声波诊断装置使用包括根据第二实施例的超声波传感器的超声波探头时，超声波传感器 1 以基本频率发射超声波脉冲并且可以接收包括在患者体内产生的谐波分量的回声信号。在该实例中，超声波传感器 1 的接收中声压的分布显示低旁瓣和显著变窄的主波瓣。THI 特征已知作为仅仅提取谐波分量并成像所提取谐波分量的技术。因为谐波分量似乎在高声压中出现得更加频繁，所以优点是超声波传感器 1 提高了主波瓣，减小了旁瓣。结果，图 10A 所示的 10

毫米([10mm])、20 毫米([20mm])和 30 毫米([30mm])深度的分布具有更低的主瓣和更窄的主波瓣。

图 11 是显示具有图 1 超声波传感器的超声波成像装置示例构型的框图。下面以超声波诊断装置作为超声波成像装置的一个实例加以说明。

如图 11 所示, 超声波诊断装置 60 包括超声波探头 61、发射和接收单元 62、发射和接收控制单元 63、转换单元 64、显示控制单元 65、显示监视器 66 和控制单元 67。上述第一和第二实施例所述的超声波传感器 1 合并到在超声波探头 61 中。上述元件, 除超声波探头 61 以外, 可以安装在超声波诊断装置 60 的主单元中。超声波探头 61 可以通过电缆连接于主单元。超声波传感器 1 被发射和接收单元 62 激活产生超声波脉冲。

发射和接收单元 62 为超声波探头 61 提供电信号, 从而超声波传感器 1 产生超声波脉冲。发射和接收单元 62 还接收由超声波传感器 1 接收的回声信号。如第一实施例所述, 电信号施加到加入到超声波探头 61 内的超声波传感器 1 上。

超声波脉冲从超声波传感器 1 产生, 并且发射到患者体内。所发射的超声波脉冲产生回声信号。由超声波脉冲产生的回声信号来自患者体内, 并且通过整合在超声波探头 61 内的超声波传感器 1 加以接收。回声信号由患者体内的声匹配失配产生。

发射和接收控制单元 63 控制发射和接收单元 62 的发射和接收。转换单元 64 处理通过发射和接收单元 62 接收的回声信号, 从而将回声信号转换成患者的超声波图象数据。显示控制单元 65 控制显示器 66 根据超声波图象数据显示超声波图象。显示器 66 显示超声波图象。控制单元 67 控制超声波诊断装置 60。例如, 控制单元 67 可以连接于发射和接收控制单元 63、转换单元 64 和显示控制单元 65, 并控制这些单元。

根据本超声波诊断装置, 与先前技术装置相比, 有可能获得改良的超声波图象, 因为在声压分布中旁瓣保持较低, 主波瓣变窄, 这产

生几乎平滑的声场，而不论距离超声波传感器 1 的位置近还是远（或者深还是浅）。

上述的实施例只是为了容易理解本发明而说明的实例，且并不限制本发明。因此，本发明实施例中公开的每个组件和元件可以在本发明的范围内重新设计或者修改为等价物。而且，这些组件和元件的任何组合都包含在本发明的范围内，只要它能够获得根据本发明实施例的上述公开获得的优点。

本发明根据上述技术可能有多种修改和变型。因此应当理解，在附加权利要求的范围内，本发明的实践可以与本文的具体说明不同。

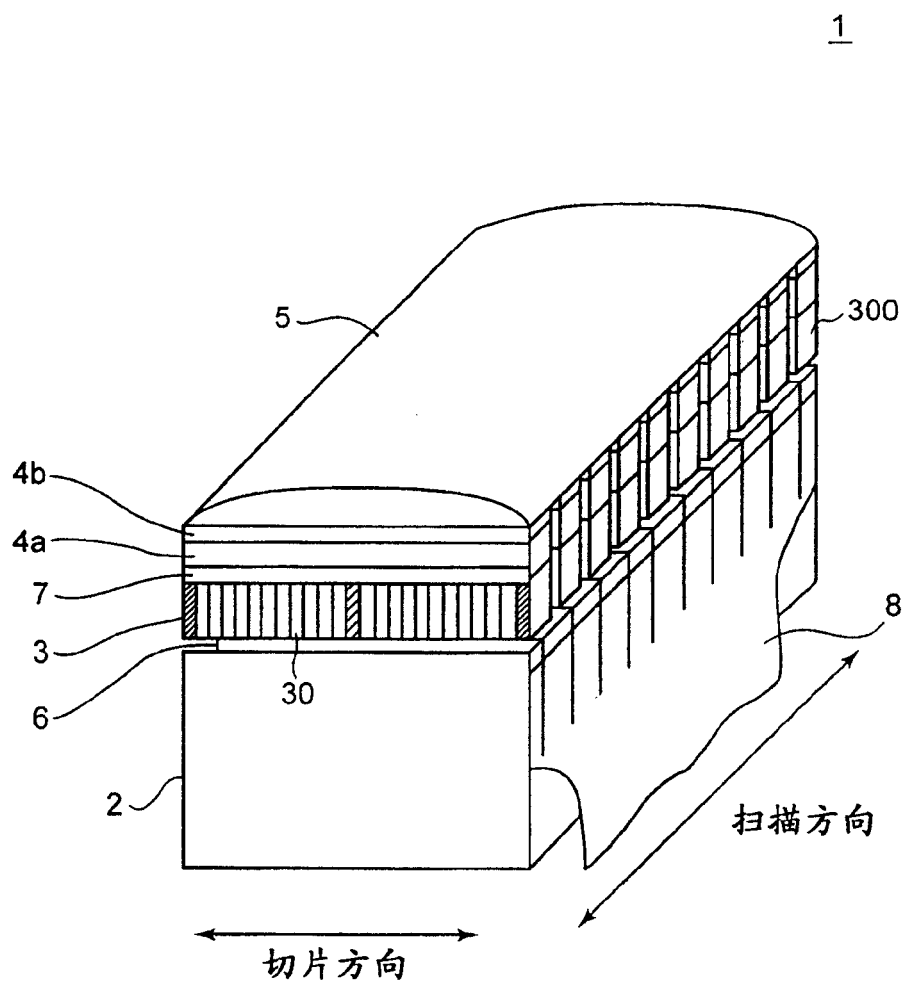


图1

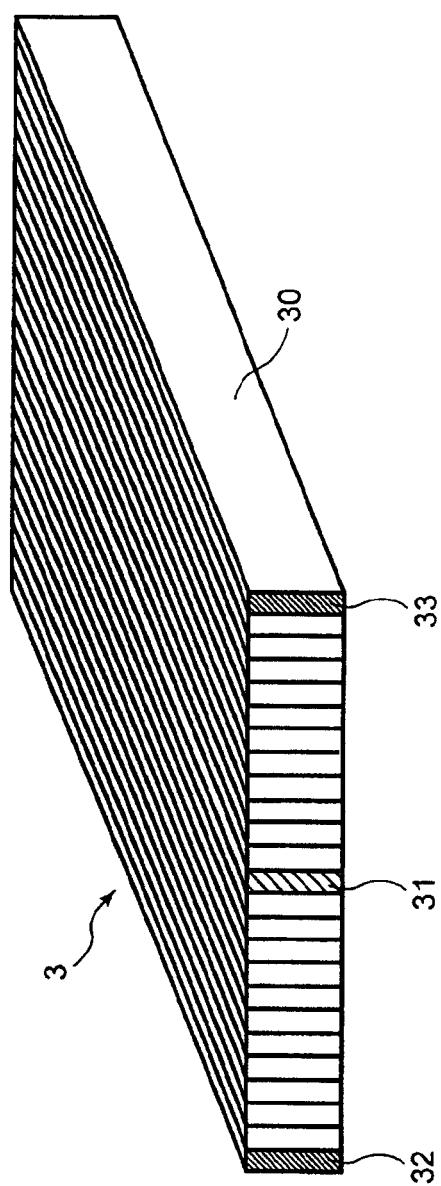


图2

加权

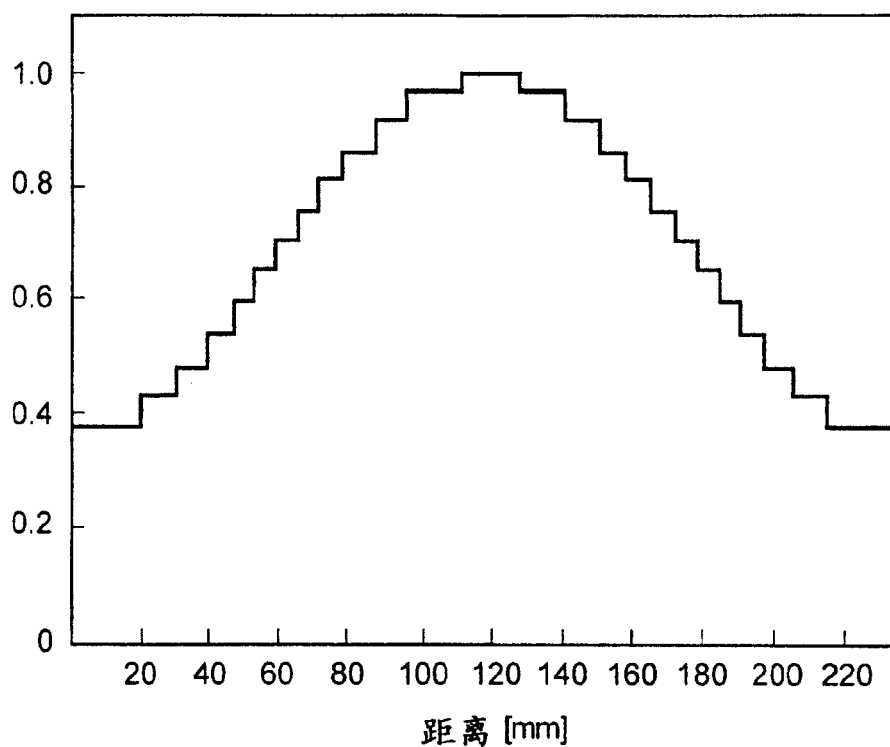


图 3

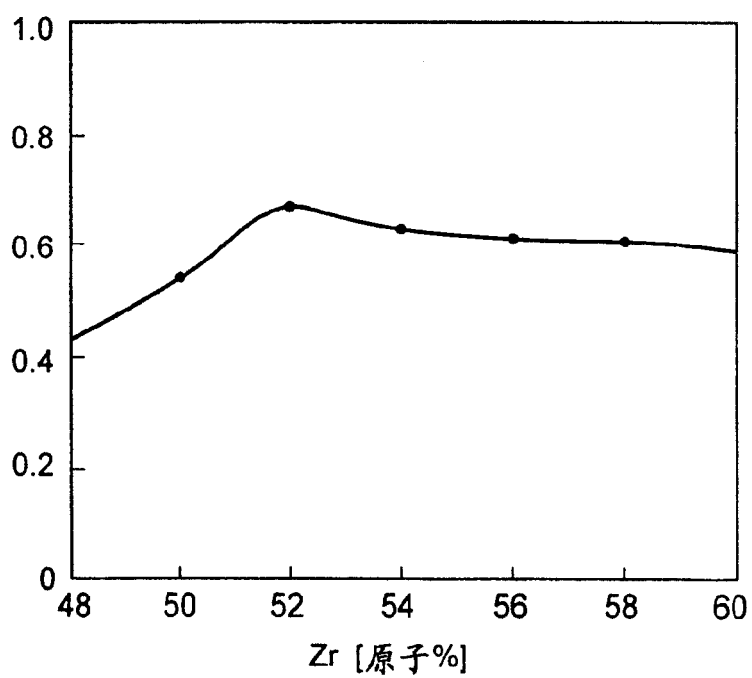
电机
耦合因子

图 4

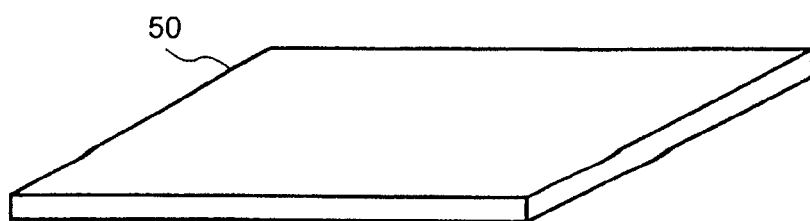


图 5A

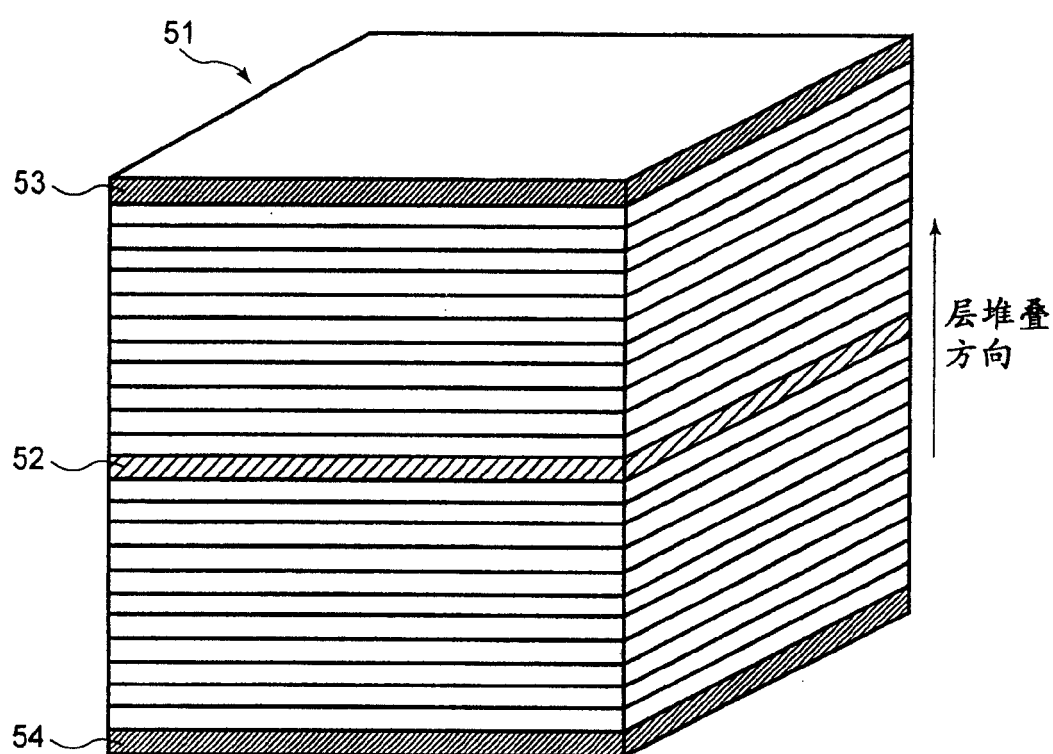


图 5B

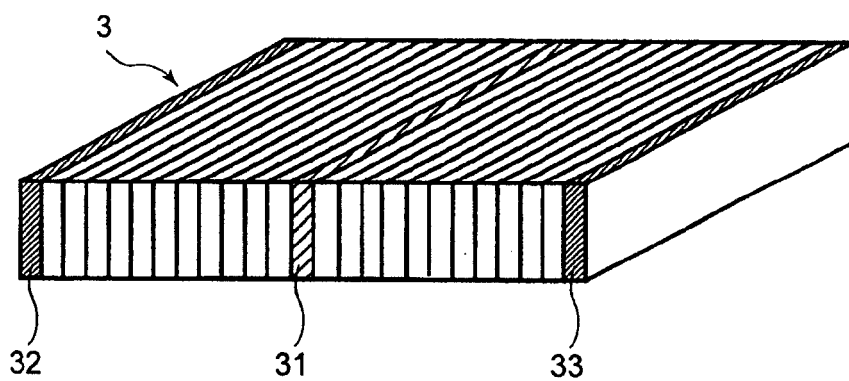


图 5C

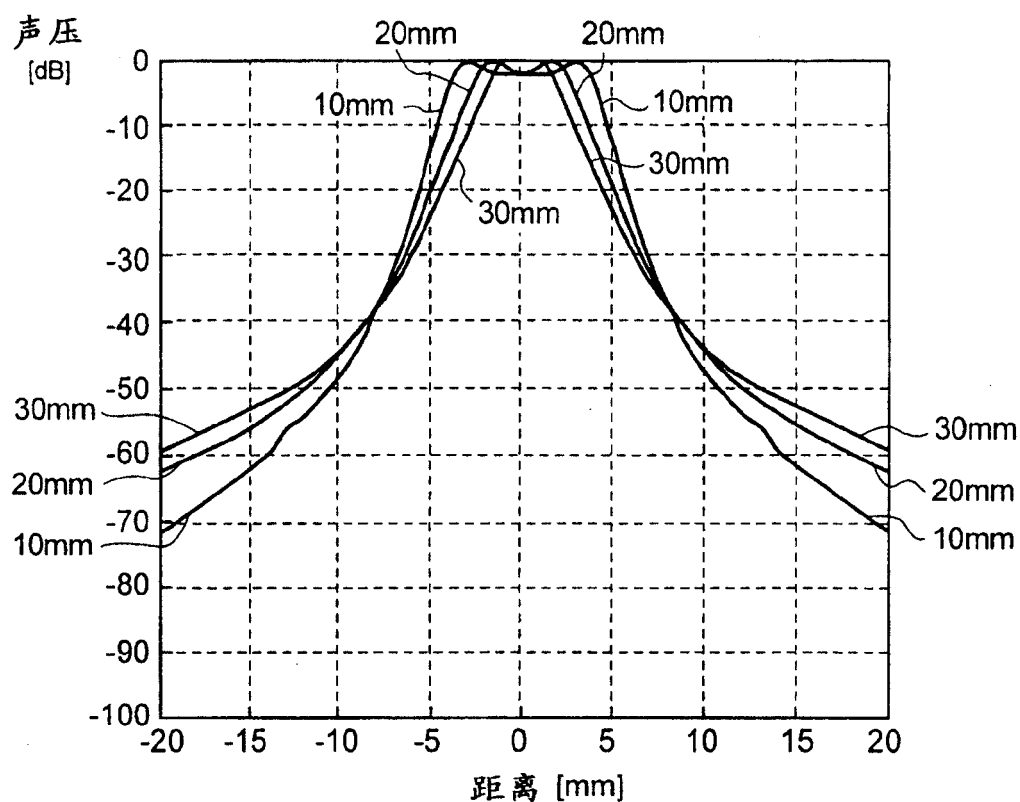


图6A(现有技术)

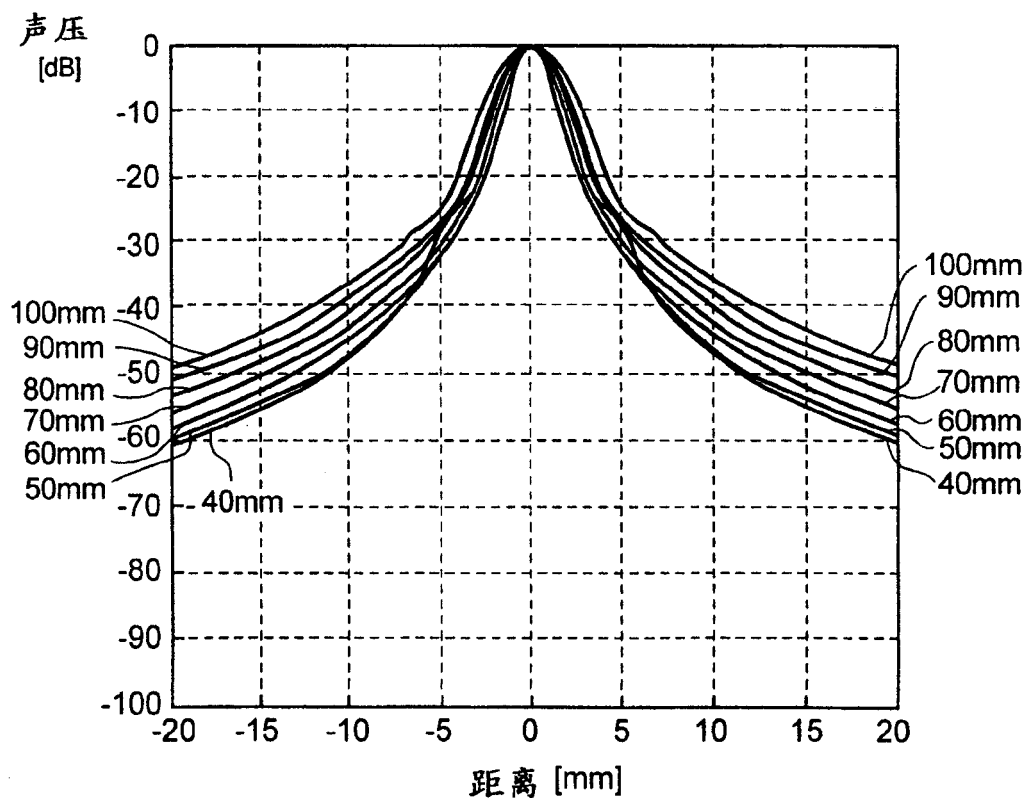


图6B(现有技术)

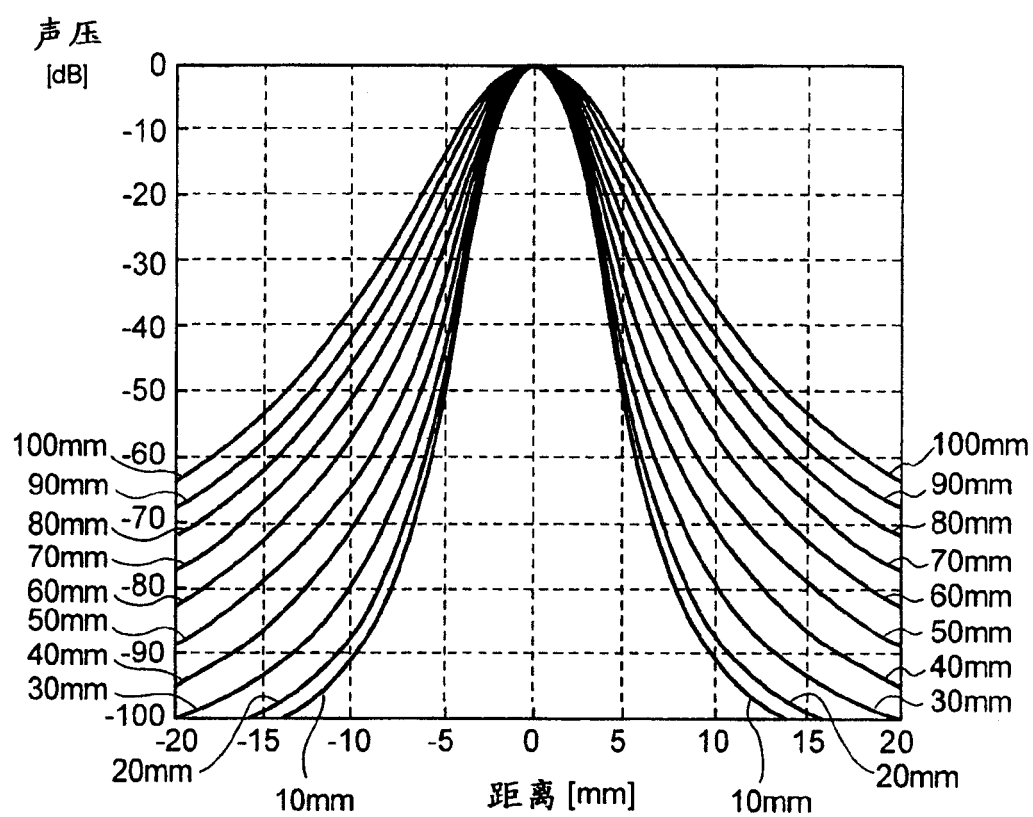


图7

加权

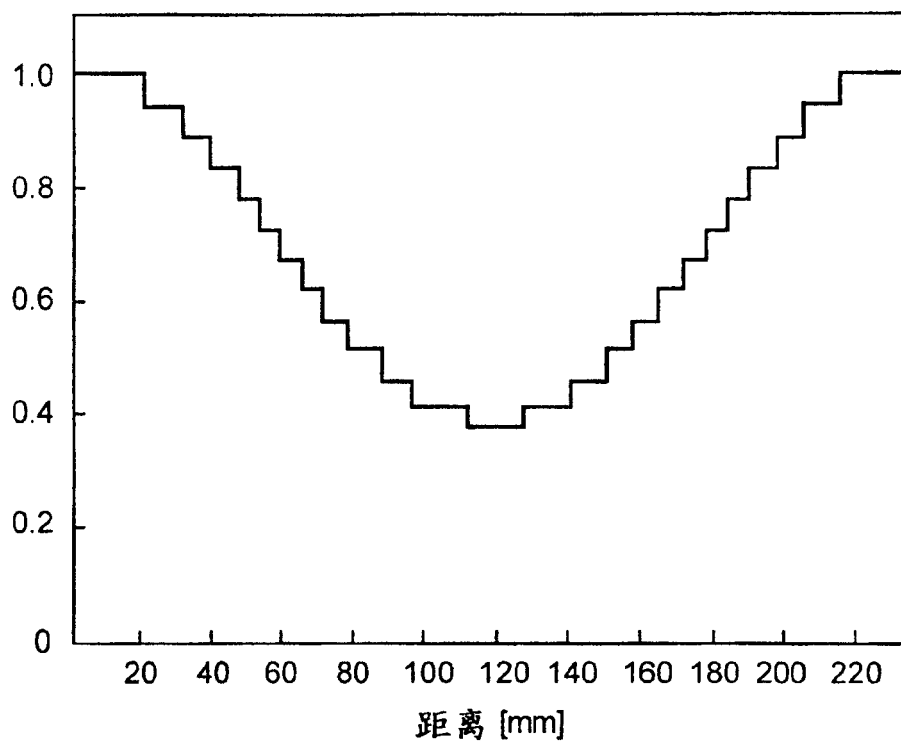


图 8

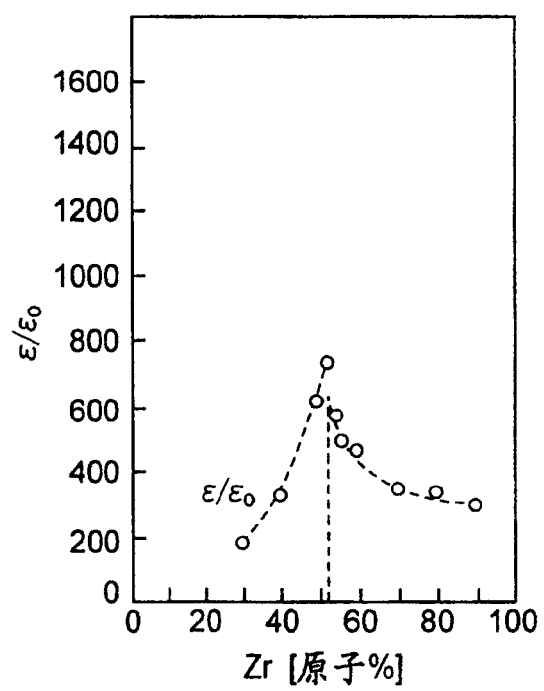


图 9

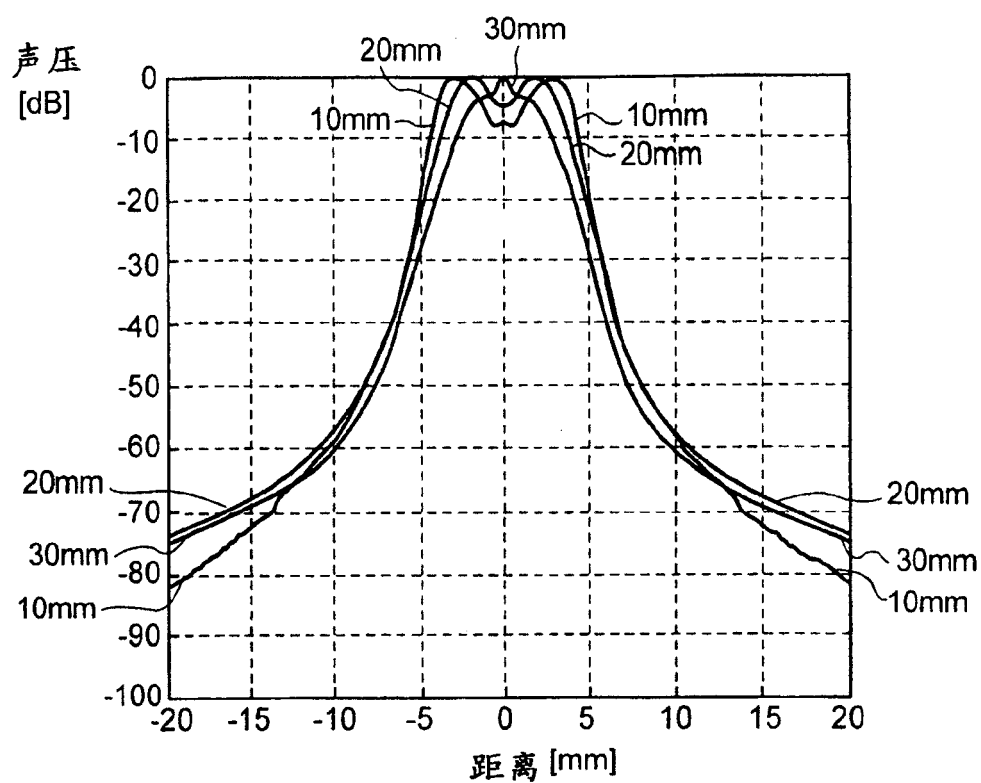


图 10A

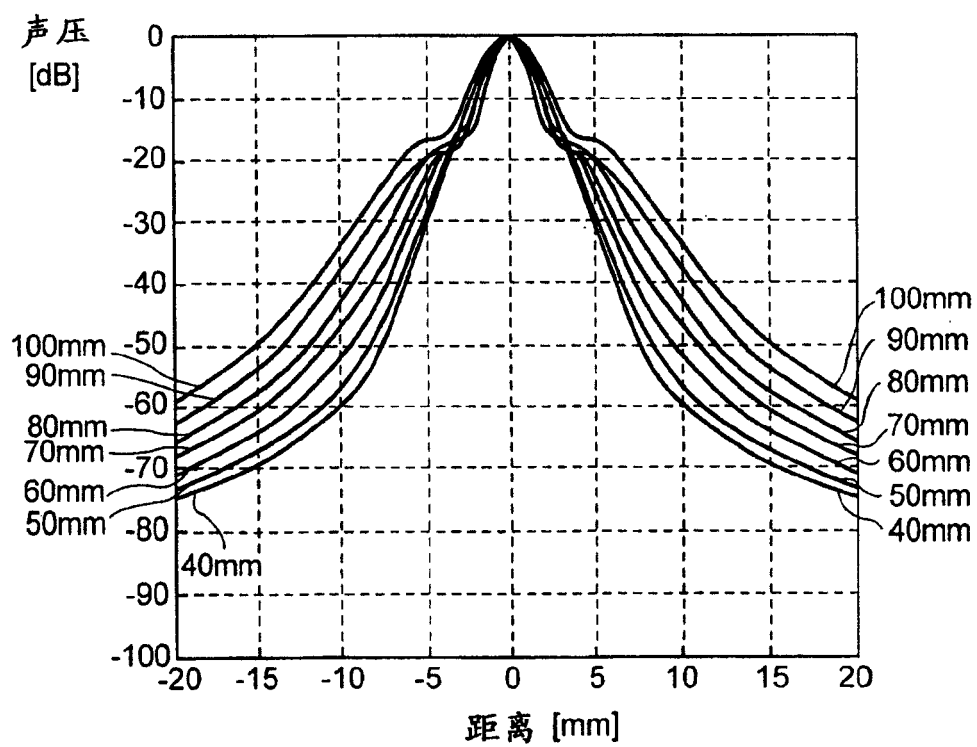


图 10B

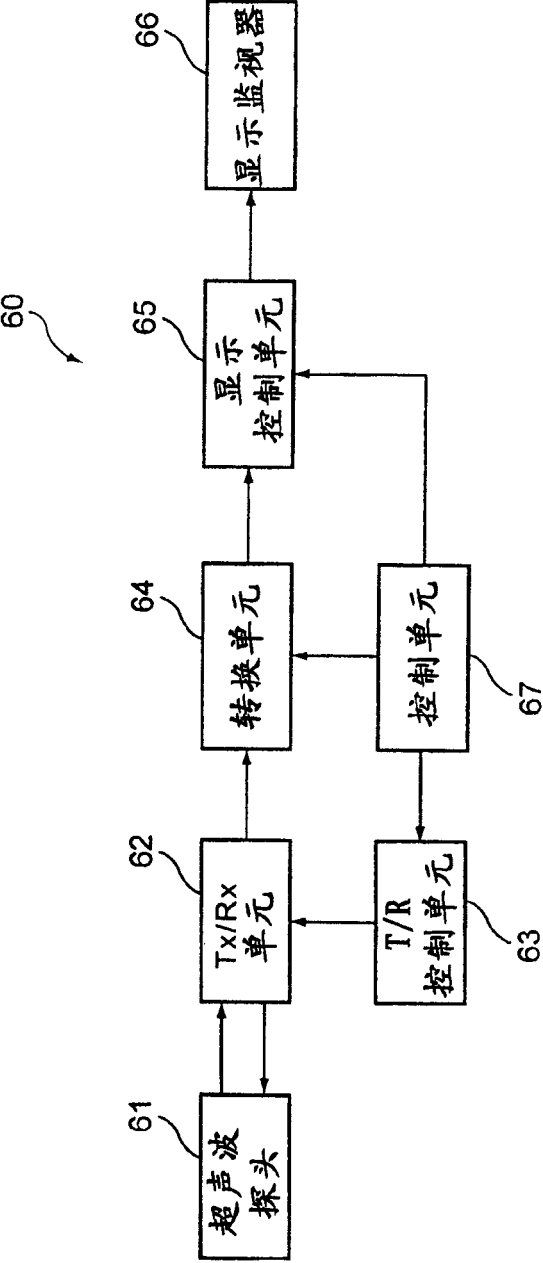


图 11

专利名称(译)	具有多个压电元件的压电传感器		
公开(公告)号	CN100418481C	公开(公告)日	2008-09-17
申请号	CN200410063329.9	申请日	2004-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	武内俊 今村智久 小川隆士		
发明人	武内俊 今村智久 小川隆士		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00 B06B1/06 G10K11/26 H01L41/08		
CPC分类号	G10K11/26 B06B1/0622		
代理人(译)	秦晨		
审查员(译)	栾志超		
优先权	2003193858 2003-07-08 JP		
其他公开文献	CN1575774A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于超声波扫描的压电传感器。该传感器包括多个排成阵列的压电元件。该多个压电元件沿着切片方向具有不同成分的部分从而使超声波波束沿着切片方向聚焦。

