

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480005381.7

[45] 授权公告日 2009 年 9 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 100544676C

[22] 申请日 2004.2.27

[21] 申请号 200480005381.7

[30] 优先权

[32] 2003.2.27 [33] JP [31] 052038/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/002387 2004.2.27

[87] 国际公布 WO2004/075753 日 2004.9.10

[85] 进入国家阶段日期 2005.8.26

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 近藤敏郎 大泽孝也

[56] 参考文献

JP2002-247696A 2002.8.30

JP10-75953A 1998.3.24

CN1398575A 2003.2.26

JP2001-309495A 2001.11.2

JP10-56694A 1998.2.24

审查员 陈 飞

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 朱 丹

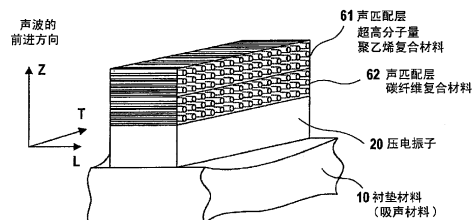
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称

超声波探头

[57] 摘要

本发明的超声波探头，是将由压电振子(20)、声透镜(40)、和设置在所述压电振子(20)和所述声透镜(40)之间的声匹配层构成的振子在衬垫材料(10)上排列多个的超声波探头，其中，所述声匹配层包含纤维材料，所述纤维材料的纤维方向被配置成垂直于声波方向。



1. 一种超声波探头，其特征在于，

是将由压电振子（20）、声透镜（40）、和设置在所述压电振子（20）与所述声透镜（40）之间且包含多束纤维材料的声匹配层构成的振子在衬垫材料（10）上排列多个的超声波探头，

其中，所述声匹配层是单层或多层，所述多束纤维材料的纤维方向垂直于声波的前进方向，且与所述压电振子的纵长方向垂直、平行或斜交。

2. 根据权利要求1所述的超声波探头，其特征在于，

所述纤维材料的纤维方向的杨氏模量比所述声匹配层的母材的杨氏模量大。

3. 根据权利要求1所述的超声波探头，其特征在于，

所述声匹配层是由与所述声透镜接合的第1声匹配层、和设置在所述第1声匹配层和所述衬垫材料之间的第2声匹配层构成。

4. 根据权利要求3所述的超声波探头，其特征在于，

所述第1声匹配层的声阻抗比所述第2声匹配层的声阻抗小。

5. 根据权利要求3所述的超声波探头，其特征在于，

所述第1声匹配层是聚乙烯复合材料，所述第2声匹配层是碳纤维复合材料。

6. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

权利要求1所述的超声波探头、

在驱动所述超声波探头发送超声波的同时处理用所述超声波探头接收的反射回声信号而形成超声波束的超声波束形成部、

输入来自所述超声波束形成部的接收信号而构成超声波图像的图像处理装置、和

摄入来自所述图像处理装置的图像信号而进行图像显示的显示装置。

超声波探头

技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置的探头，尤其涉及电子扫描形探头的振子。

背景技术

以往，收发超声波的电子扫描形超声波诊断装置的探头，是排列多个振子而构成，所述振子由配置在衬垫材料的压电振子、声透镜、设置在压电振子和声透镜之间的声匹配层构成。

在这样的探头中，在具备了声匹配层的宽度小的振子振动时，在厚度方向上发生变形同时伴随宽度方向上的变形，因此，厚度方向上的变换效率降低。另外，由于宽度方向上的振动干扰厚度方向上的振动，因此，振子表面以相同的振幅振动，所以发生漏脱，导致超声波诊断装置的图像变差。

对在声匹配层上分散了纤维材料的振子进行排列的探头，公开在特开平 10—75953 号公报中。但是，该纤维材料是用于实现低热传导而使用的材料，而且没有考虑纤维的杨式模量、泊松比等来设定纤维方向。从而，在该公知例中没有解决上述问题。

发明内容

本发明的超声波探头，是将由压电振子、声透镜、和设置在上述压电振子与上述声透镜之间的声匹配层构成的振子在衬垫材料上排列多个的超声波探头，其中，上述声匹配层包含纤维材料，上述纤维材料的纤维方向被配置成垂直于声波方向。

附图说明

图 1 是表示本发明的超声波探头的内部构造的图。

图 2 是表示探头的声波的传播模型的图。

图 3 是表示从探头的压电振子向人体的声波传播路径的等效电路模型的图。

图 4 是详细表示本发明的超声波探头的内部构造的图。

图 5 是表示本发明的第 1 实施方式的图。

图 6 是表示包含本发明的纤维材料的复合材料的特性的图。

图 7 是表示包含本发明的纤维材料的复合材料的特性的图。

图 8 是表示本发明的效果的图。

图 9 是表示本发明的第 2 实施方式的图。

图 10 是表示本发明的第 3 实施方式的图。

图 11 是表示本发明的第 4 实施方式的图。

图 12 是表示整个超声波装置的图。

具体实施方式

如图 1 所示, 在吸声(衬垫)材料 10 上排列固着多个由 PZT 等做成的宽度狭窄的细长棒状的压电振子 20, 并被在与它们的排列方向垂直的方向上向外方向鼓出成圆弧状的形状的声透镜 40、和设置在压电振子 20 和声透镜 40 之间的声匹配层 31 和声匹配层 32 所覆盖。在振子的电极上连接有导线 50。

作为超声波探头的压电振子, 广泛使用 PZT, 但 PZT 与生物体或水的声阻抗分别为 $Z_0=35\times 10^6[\text{kg}/\text{m}^2\cdot\text{s}]$ 、 $Z_M=1.5\times 10^6[\text{kg}/\text{m}^2\cdot\text{s}]$ 。这些值之间有很大的差异。因而, 如果出于阻抗匹配的观点考虑, 则在将 PZT 的振子与生物体接触时, 无法完全匹配。因此, 将声匹配层 31、32 设置在压电振子 20 的前面, 从而取得压电振子 20 的声阻抗和生物体的声阻抗的匹配。由此, 能够将压电振子 20 的振动可以有效传播到生物体。

在声匹配层 31、32 中使用的环氧及聚氨酯的声阻抗为 $2\sim 3[\text{MRayl}]$ 。生物体的声阻抗为 $15[\text{MRayl}]$, 因此, 在 2 层构成的声匹配层的上面使用环氧或聚氨酯最适合。在声匹配层的下层需要使用具有振子和声匹配层上层的中间的声阻抗的材料。因此, 在环氧或聚氨酯树脂中添加密度比较大

的物质的粉末，从而调整与上述声匹配层下面匹配的值。

在 PZT 和生物体的界面上的反射系数 R 为与电路的情况一样成为式 (1)。

$$R = \left| \frac{Z_M - Z_0}{Z_M + Z_0} \right| \quad (1)$$

在电路中，能够将 λ /4 的匹配电路插入电路的中间。λ 为传播的信号
的波长。基于如图 2 所示的模型考虑在探头传播超声波的匹配层。如果将
此表现在等效电路中，则如图 3 所示。Zo、Z₁、Z₂、Z_M分别为压电振子、
匹配层 1、匹配层 2、人体的声阻抗。

Zo 和 Z_M 已给出，因为在作为 Z₁、Z₂ 的特性阻抗的同轴电缆的端子反
射最少，在置于信号源和信号接收端的中间的同轴电缆，通过计算求出这
些特性阻抗的 Z₁ 和 Z₂ 的最佳值（（社）日本电子机械工业会编“重新规定
医用超声波器件手册”コロナ公司出版，1997 年 1 月 20 日，P29～30）。
表 1 表示 1/4 波长的厚度的声匹配层的最佳声阻抗。

表 1 1/4 波长声匹配层的最佳声阻抗

压电振子 的声阻抗	匹配层的声阻抗					人体的声 阻抗 Z _M
	1	2	3	4	5	
34	4.25	—	—	—	—	1.5
	8.92	2.34	—	—	—	
	14.79	4.24	1.85	—	—	
	20.55	7.51	2.74	1.66	—	
	25.26	12.01	4.46	2.12	1.58	

(注) 单位都是×10[kg/m²・s]

通过该等效电路的探头的最佳设计法是以只考虑声波的传播为纵向
的波动方程式为基础。认为在匹配层中不出现横向的变形。

另外，衬垫材料 10 设置在声波振子的背面，以使从其背面出来的超

声波不再返回到振子面，因此，使用超声波衰减大的材料。

探头的一个例子的详图如图 4 所示。在衬垫材料 10 上有压电振子 20，在压电振子 20 上设置有声匹配层 31、32。在由压电振子 20 和声匹配层 31、32、和声透镜构成的振子之间开有数个间隙。

在此，作为第 1 实施方式，对在匹配层中使用了复合材料的探头的构造进行具体说明。该探头的 1 根振子如图 5 所示。该振子由 2 层匹配层和压电振子构成。在该 2 个匹配层中插入有纤维材料。纤维材料的纤维方向垂直于声波的前进方向，并且垂直于振子的纵长方向。以邻接多个这种构造的振子并在衬垫材料 10 上排列的构造构成阵列型探头。具体来说，匹配层 61 使用将混合有钨粉末的环氧作为母材的碳纤维的复合材料。匹配层 62 以聚氨酯为母材使用超高分子量聚乙烯纤维的复合材料。就用于任何匹配层的复合材料而言，其密度和超声波的传播方向的杨式模量因为与母材的这些参数具有相同程度，因此，也能够将声阻抗调整为相同程度的值。纤维方向的杨式模量变为非常大的值，大大有助于改善探头的特性。

接着，对匹配层的内部进行详细的说明。图 6 (a) 是将纤维排列在同一方向而做成的单向强化板。该材料在 LZ 面、TZ 面或 LT 面面对称。此时，将 L、T、Z 轴称为各向异性主轴（弹性主轴、principal axis），在该图 6 (a) 中称为主轴互相正交的正交各向异性（orthotropy）。

在图 6 (b) 的 L 方向上施加 σ_L 的应力时的应变成为式 (2)。

$$\varepsilon_T = -\frac{\nu_{LT}\sigma_L}{E_L}, \quad \varepsilon_L = \frac{\sigma_L}{E_L} \quad (2)$$

在此， E_L 表示在 L 方向上拉伸时的杨式模量， ν_{LT} 是表示在 L 方向上拉伸时的 T 方向上的收缩比例的泊松比。同样，当在图 6 (b) 的 T 方向上作用 σ_T 的应力时，则成为式 (3)。

$$\varepsilon_T = \frac{\sigma_T}{E_T}, \quad \varepsilon_L = -\frac{\nu_{TL}\sigma_T}{E_T} \quad (3)$$

另一方面，剪切应力和剪切应变之间有式 (4) 的关系。

$$\gamma_{LT} = \frac{\tau_{LT}}{G_{LT}} \quad (4)$$

从而,如图 6 (b) 所示,作用组合应力时的应力和应变所的关系能够用式 (5) 所示的行列式表示。

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_L \\ \varepsilon_T \\ \gamma_{LT} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/E_L & -\nu_{TL}/E_T & 0 \\ -\nu_{LT}/E_L & 1/E_T & 0 \\ 0 & 0 & 1/G_{LT} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_L \\ \sigma_T \\ \tau_{LT} \end{Bmatrix} \quad (5)$$

这为关于 LT 轴的正交各向异性薄板的胡克 (Hooke) 定律。

各向同性材料的独立的弹性常数有 2 个,但在式 (5) 中表示为 E_L 、 E_T 、 ν_{LT} 、 ν_{TL} 、 G_{LT} 的 5 个。然而,称作 (贝蒂的) 互反定理 (reciprocal theorem) 的式 (6) 的关系已在理论上证明,因此,正交各向异性的薄板的独立的弹性常数为 4 个。

$$\frac{\nu_{LT}}{E_L} = \frac{\nu_{TL}}{E_T} \quad (6)$$

将此称为基本弹性常数。该弹性常数在某种程度上可从纤维和母材的特性进行推测,通过考虑接下来的模型导出这些常数。

纤维的剖面通常为圆形,其由母材围绕,但是如图 7 所示,以纤维是纤维、母材是母材的方式进行聚集。将该材料向 L 方向拉伸时的伸长,与在将难拉伸的弹簧和容易拉伸的弹簧捆在一起拉伸时类似,应该通过简单的计算成为式 (7)。

$$E_L = E_f V_f + E_m (1 - V_f) \quad (7)$$

在这里, E_f 、 E_m 为纤维和母材的杨式模量, V_f 为纤维的体积含有率。纤维和母材在 L 方向上并列排列,因此,被称作并列模型 (parallel model), 并如图 7 所示。

其次，在向如图 6 所示的 T 方向拉伸时，与连接 Vf 的长度的强弹簧和 (1-Vf) 的长度的弱弹簧的情况类似，从而给出式 (8)。

$$\frac{1}{E_T} = \frac{V_f}{E_f} + \frac{1-V_f}{E_m} \quad (8)$$

泊松比 ν_{LT} 和剪切弹性模量 G_{LT} 也使用上述的直列、并列模型的考虑方法，而求出式 (9)、式 (10)。

$$\nu_{LT} = \nu_f V_f + \nu_m (1-V_f) \quad (9)$$

$$\frac{1}{G_{LT}} = \frac{V_f}{G_f} + \frac{1-V_f}{G_m} \quad (10)$$

该考虑方法在微观弹性中称为材料力学的方法。上述的式 (7) 称为（弹性率的）复合定律（堂本昌男、山本良一编、“复合材料”东京大学出版、1993 年 4 月 15 日、P39~45）。

用于复合材料的碳纤维和超高分子量聚乙烯纤维的物性如表 3 和表 4 所示（东洋レーヨン株式会社碳纤维目录、资料 No.2-17.4.1 改版、及东洋纺织ダイニーマ目录 A1703K）。

表 3 碳纤维的特性例

物品名		拉伸弹性率		纤维直径	密度
等级		Tensile Modulus		Filament Dia .	Density
		Tonf/mm ²	GPa	微米	g/cm ³
HTA	-W05K	24.0	235	7.0	1.76
IM600	-6K	29.0	285	5.0	1.80
UM46	-12K	44.5	435	4.7	1.82
UM68	-12K	66.0	650	4.1	1.97

表 4 超高分子量聚乙烯纤维的物性

等级	弹性率		纤维的直径	密度
	(cN/dtex)	(GPa)	(μm)	(g/cm^2)
SK60	880~1230	88~123	12	0.97
SK71	1230~	123~	12	0.97

另外，作为母材使用的环氧树脂的物性如表 5 所示（旭化成アミダス株式会社 / 「プラスチック」编辑部合编、「プラスチック・データブック」、(株) 工业调查会出版、1999 年 12 月 1 日、P267)。

表 5 用各种固化剂固化的双酚类型环氧树脂的机械特性

组成		液态环氧树脂（环氧当量：180~190）		
特性	规格	聚胺	胺加成物 (amine adduct)	聚酰胺
比重 (kg/cm^3)	VSM77109	1.15~1.20	1.15~1.20	1.1~1.2
弹性率 kg/mm^2 [GPa]	VSM77111	350~400 [3.43~3.92]	350~400 [3.43~3.92]	340~390 [3.33~3.82]

・使用チバ公司アラルダイト GY250

用于匹配层的聚氨酯的拉伸弹性率为 $0.88[\text{kgf}/\text{mm}^2]$ 。碳纤维或超高分子量聚乙烯的弹性率（杨式模量）与作为母材的环氧树脂或聚氨酯相比，至少有 22 倍以上的差别。弹性率最大的碳纤维与环氧树脂的弹性率相比，有将近 200 倍的差异。该纤维的种类可以根据用途由制造人任意选择。

在通常的复合材料中，纤维的含有率为~50%（森本尚夫著，[塑料系尖端复合材料]、高分子刊行会、1998 年 10 月 5 日、P133~134）。

从而，在式 (7) 中，如果取 $V_f=0.6$ 的数值，则如上所示地 $E_f/E_m>20\sim 200$ ，因此，认为 $E_f \gg E_m$ 。从而，与复合材料的情况类似。

$$E_L \doteq E_f V_f \quad (11)$$

因而, 可以考虑为 E_L 几乎完全依赖于纤维的物性。另一方面, 由式 (8) 得出 E_T 如以下式。

$$E_T = \frac{1}{\frac{V_f}{E_f} + \frac{1-V_f}{E_m}} \quad (12)$$

在式 (12) 中, 因为 $V_f=0.2\sim0.4$, 且 $E_f \gg E_m$, 因此, $V_f/E_f \ll (1-V_f/E_m)$ 成立。从而, 给出式 (13)。

$$E_T \doteq \frac{E_m}{(1-V_f)} \quad (13)$$

因而, 也可以考虑为 E_T 几乎完全依赖于母材的物性。

在复合材料中, 在垂直于纤维方向的方向 (T 方向) 上进行压缩, 表示纤维方向 (L 方向) 上的伸长的比例的泊松比, 通过式 (6) 成为通 (14)。

$$\nu_{TL} = \nu_{LT} \frac{E_T}{E_L} \quad (14)$$

在此, ν_{LT} 是在纤维方向上压缩时的复合材料的泊松比, 在有代表性的碳纤维复合材料中, 如表 6 所示, 成为 $\nu_{LT}=0.3$ (森本尚夫著: 尖端复合材料、高分子刊行会 (京都) 1998 年 10 月 5 日、P135)。

表 6 不碳纤维品种碳纤维复合材料的压缩弹性率, 泊松比, 密度²¹⁾

	标准型	高强度型	高弹性型	超高弹性型
压缩弹性率 0°C, kgf/mm ² (GPa)	15400 (152)	14700 (145)	17430 (172)	31.5 (314)
泊松比	0.3	0.3	0.27	0.3
密度 g/cm ³	1.58	1.61	1.59	1.83

(注) (1) 构成: CF/环氧 (60~65vol%) 森本尚夫著: 尖端复合材料,

135 页, 高分子刊行会(京都) 1998

(2) 品种: 碳纤维的拉伸弹性率

标准型 (23100~23800 kgf/mm²)

高强度型 (24500~31500 kgf/mm²)

高弹性型 (35000~38500 kgf/mm²)

另外, 一方面复合材料的杨式模量 E_L 可以由表 3 得出 $E_L \approx 150 \sim 300$ [GPa]。如果考虑 E_r 近似于母材的环氧树脂的杨式模量, 则可以由表 4 得出 $E_r \approx 6$ [GPa]。由此, 成为非常小的值即 $\gamma_{TL} = 0.3 \times (6/150) \sim 0.3 \times (6/300) = 0.012 \sim 0.006$ 。

接着, 对碳纤维复合材料进行了研究, 但关于将超高分子量聚乙烯纤维和聚氨酯作为母材的复合材, 也同样参考表 3 和表 4, 如下所述。成为 $\gamma_{LT} = 0.45$, $E_T \approx 1$ [GPa], $E_L \approx 120$ [GPa], 成为非常小的值即 $\gamma_{TL} = 0.45 \times (1/120) \approx 0.0038$ 。

在以往的不使用纤维材料的匹配层中, 如图 8a 所示, 声波在垂直于声波的前进方向的方向上传播, 但在本实施方式中, 作为设置在矩阵型探头的振子上的匹配层, 由相对于声波的前进方向上的声波物性其在与声波的前进方向垂直的方向上的声波物性大大不同的正交各向异性材料构成。从而, 如图 8 所示, 可以在声波的前进方向上取得声阻抗的匹配, 以使在与前进方向垂直的方向上传播的声波、和振子的横向宽度方向上的振动不结合。也就是说, 因为能够使声匹配层主要在厚度的方向上变形, 故能够提高厚度方向的变换效率。另外, 防止宽度方向上的振动干扰厚度方向上的振动, 使振子表面以相同的振幅振动, 由此能够提高超声波诊断装置的图像的画质。

接着, 对该匹配层的制造方法进行说明。首先, 将束状的纤维材料进行辊压并拉伸。在拉伸纤维材料时, 在纤维材料中流入环氧或聚氨酯等树脂。在纤维材料之间流入树脂, 从而如图 5 所示构成没有空间间隙的板状复合材料。还有, 将成为板状的复合材料和压电振子及衬垫材料等重叠并进行粘接, 用金属丝以规定的间隔将层叠的复合材料等切断。

另外, 预先将纤维材料和树脂进行混合, 并将混合剂压入到开有多个

孔的板内，其中所述的孔能够通过纤维材料。压入的混合剂的纤维材料成棒状而通过该孔。通过的纤维材料被位于隔着板的相反侧的树脂埋没、固定。还有，将成为板状的复合材和压电振子及衬垫材料等重叠并进行粘接，用金属丝等以规定的间隔将层叠的复合材料切断。能够用这样的方法做成如图 5 所示的振子。

其次，作为第 2 实施方式，对在匹配层中使用复合材料的探头的构造进行详细说明。该探头的 1 根振子如图 9 所示。在该 2 个匹配层插入有纤维材料。与第 1 实施方式不同的点在于，匹配层 71、72 的纤维材料的纤维方向垂直于声波的前进方向，且平行于振子的纵长方向。通过如此将纤维方向配置在振子的纵长方向上，使纤维的长度变长。从而，在该实施方式中，增加在纵长方向上的强度。

其次，作为第 3 实施方式，对在匹配层中使用复合材料的探头的构造进行详细说明。该探头的 1 根振子如图 10 所示。在该 2 个匹配层插入有纤维材料。与第 1 实施方式、第 2 实施方式不同的点在于，匹配层 81、82 的纤维材料的纤维方向垂直于声波的前进方向，且位于振子的纵长方向的斜向方向。在该实施方式中，通过将匹配层的纤维方向配置成与振子的纵长方向斜交，同时增加短轴及纵长方向上的强度。

其次，作为第 4 实施方式，对在匹配层中使用复合材料的探头的构造进行详细说明。对匹配层使用了复合材料的探头的构造进行详细说明。该探头的 1 根振子如图 11 所示。在该 2 个匹配层插入有纤维材料。与第 1 实施方式、第 2 实施方式、第 3 实施方式不同的点在于，匹配层 91、92 的纤维材料的纤维方向互相不同。在该实施方式中，通过使 2 个匹配层的纤维方向互相不同，能够在每层同时增加短轴和纵长方向的强度。

所有实施方式的共同点在于，匹配层的纤维材料的纤维方向垂直于声波的前进方向。从而，能够减少在与声波的前进方向垂直的方向上传播的声波和横向宽度方向上的振动。

综上，对多个声匹配层都包含纤维材料的情况进行了说明，但包含纤维材料的声匹配层可以为任何一方。另外，对多个声匹配层进行了说明，也可以适用于单层的声匹配层的探头。

图 12 是表示使用了所构成的本发明的超声波探头的超声波诊断装置

的整体构成的框图。即，该超声波诊断装置具备：朝向被检查体内收发超声波的超声波探头 100、在驱动该超声波探头 100 发送超声波信号的同时处理用该超声波探头 100 接收的反射回声信号而形成超声波束的超声波束形成部 101、输入来自该超声波束形成部 100 的接收信号而构成超声波图像的图像处理装置 102、和摄入来自该图像处理装置 102 的图像信号而进行图像显示的显示装置 103、而构成，作为超声波探头 100，使用设置了如图 5、图 9、图 10、图 11 中任何一个所述的振子的超声波探头。在这种情况下，提高厚度方向的变换效率，另外，防止宽度方向上的振动干扰厚度方向上的振动，因此，能够实现提高图像的画质的超声波诊断装置。

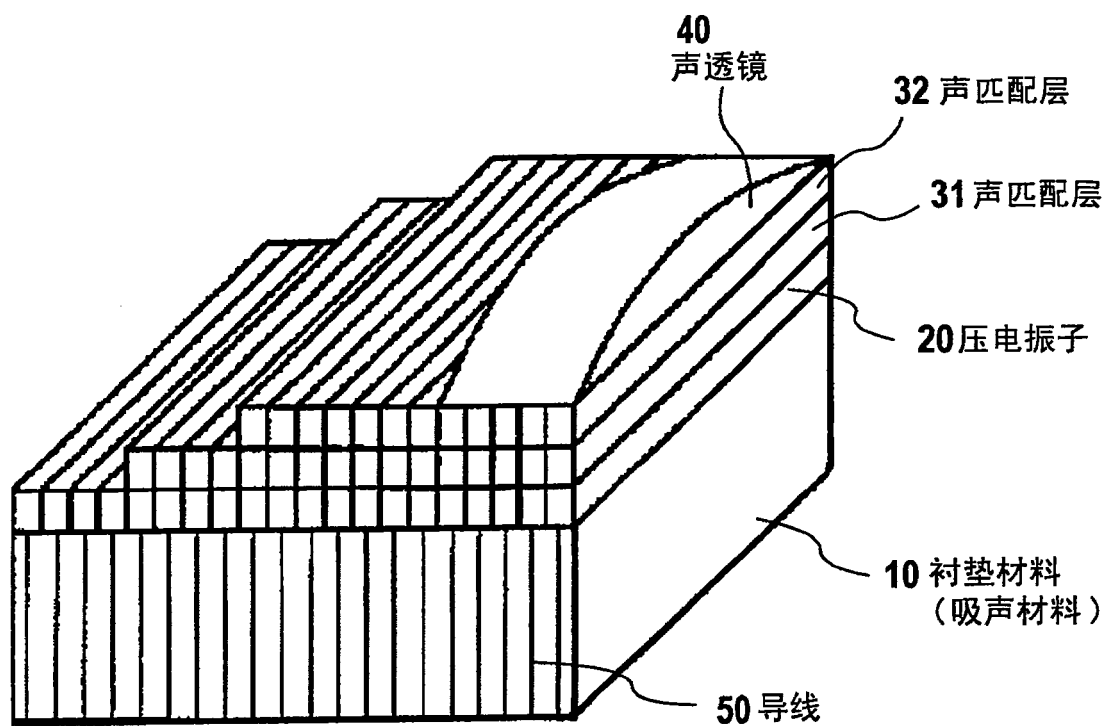


图 1

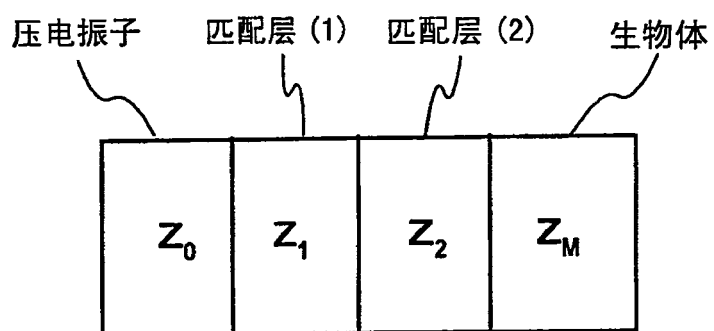


图 2

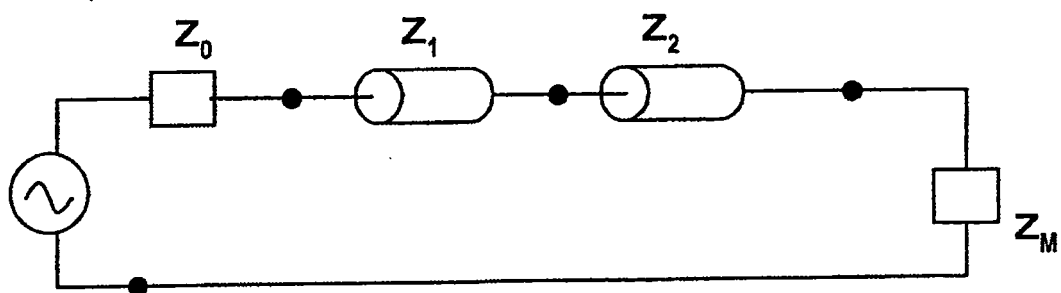


图 3

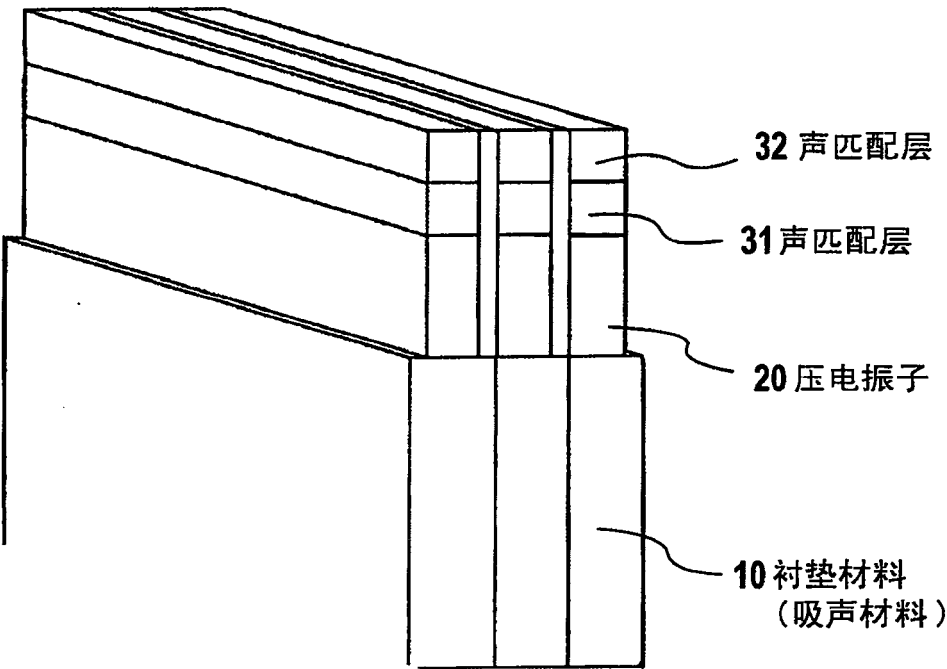


图 4

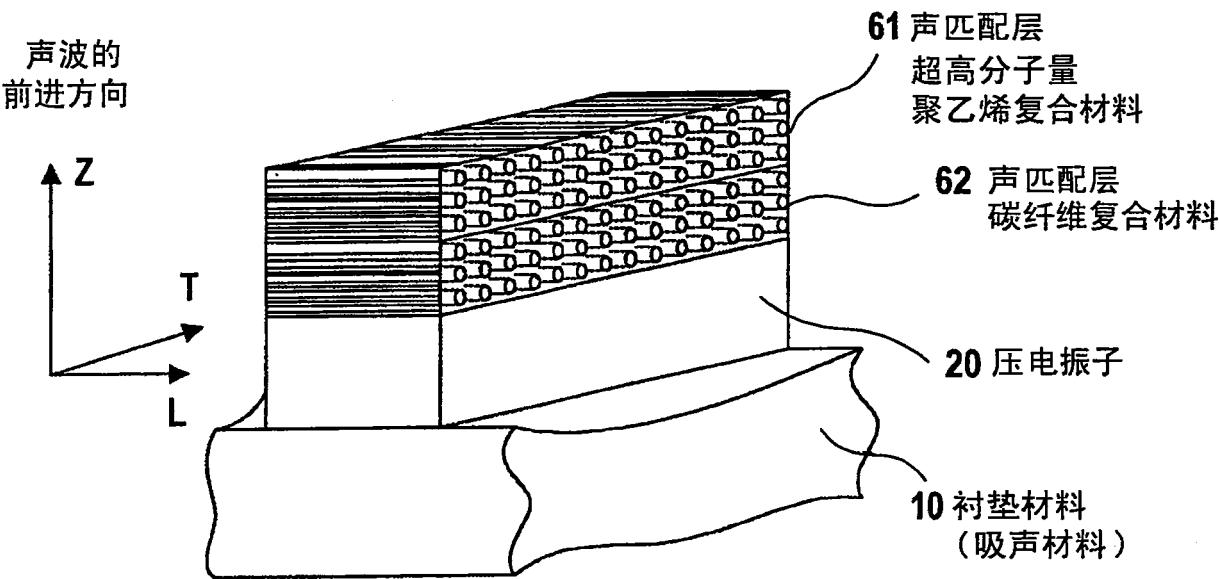


图 5

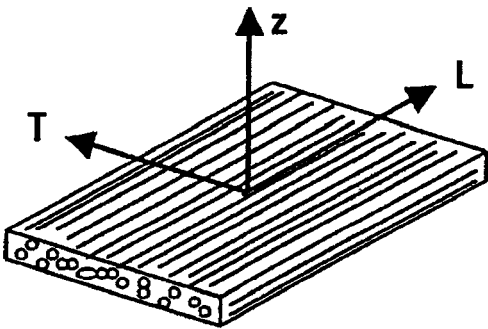


图 6a

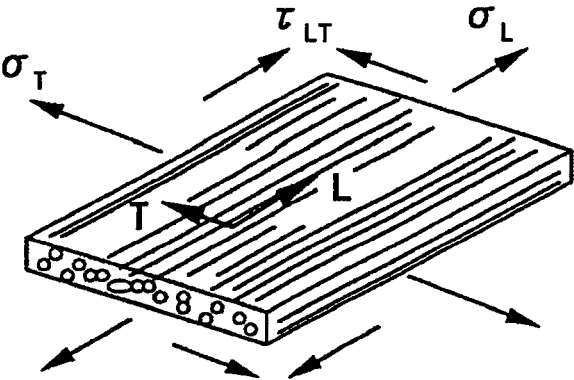


图 6b

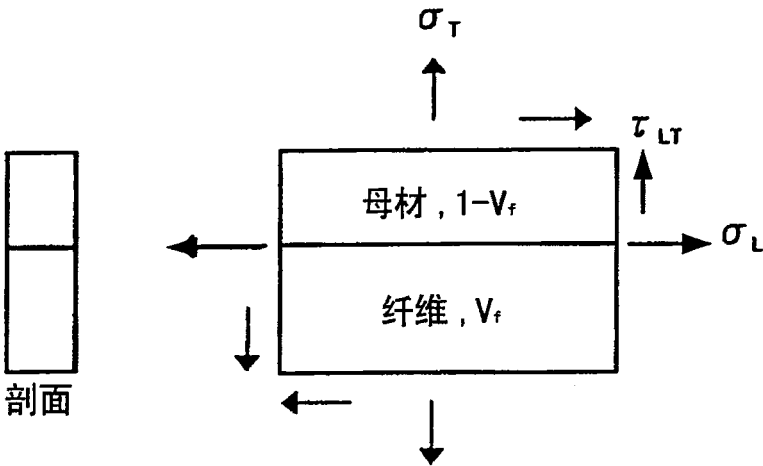


图 7

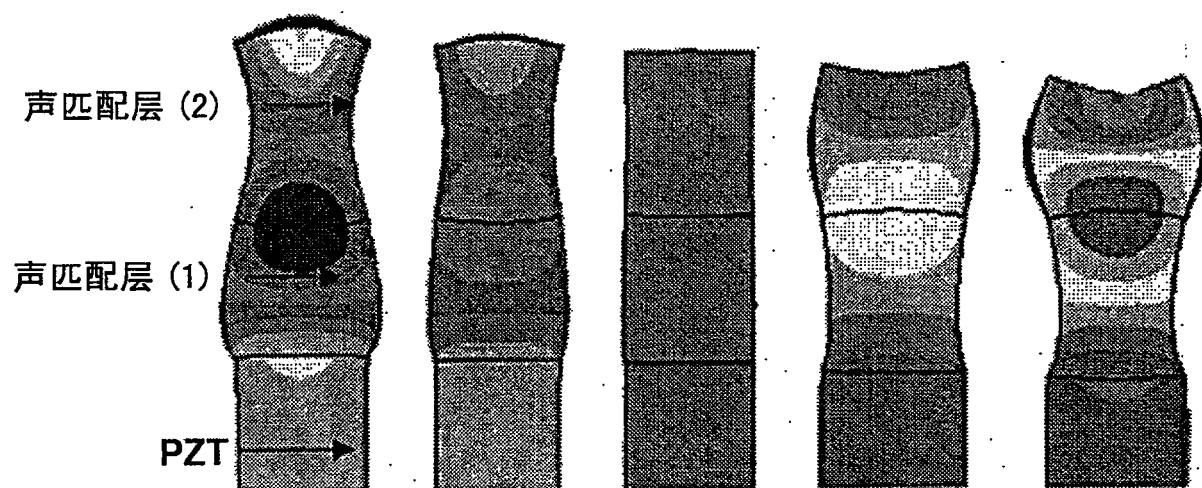


图 8a

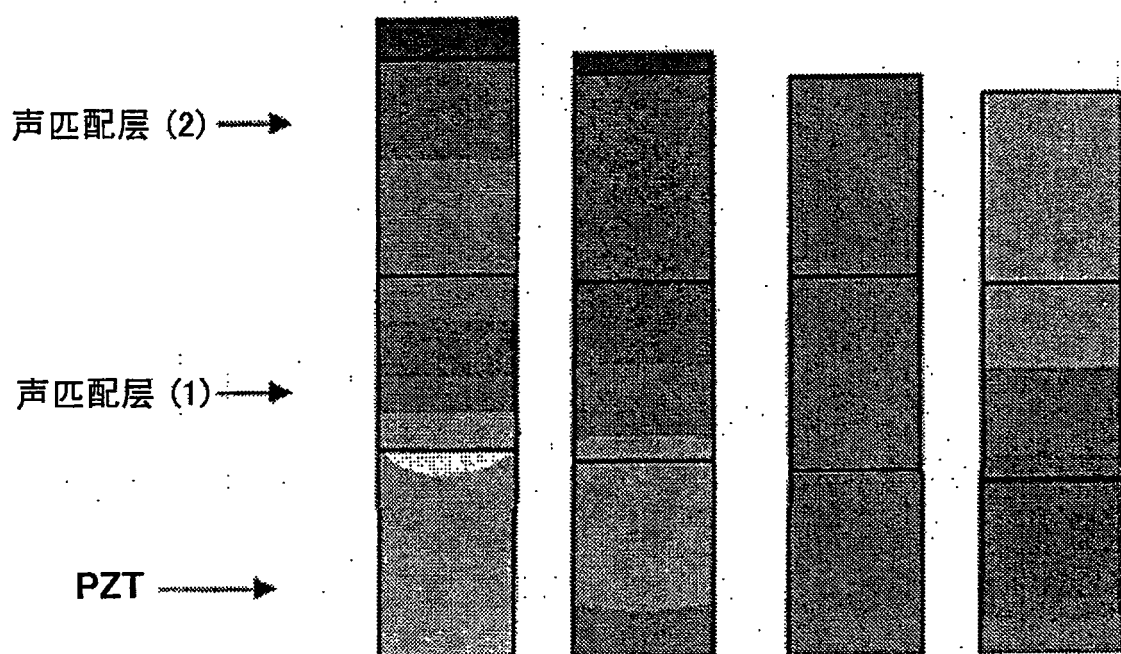


图 8b

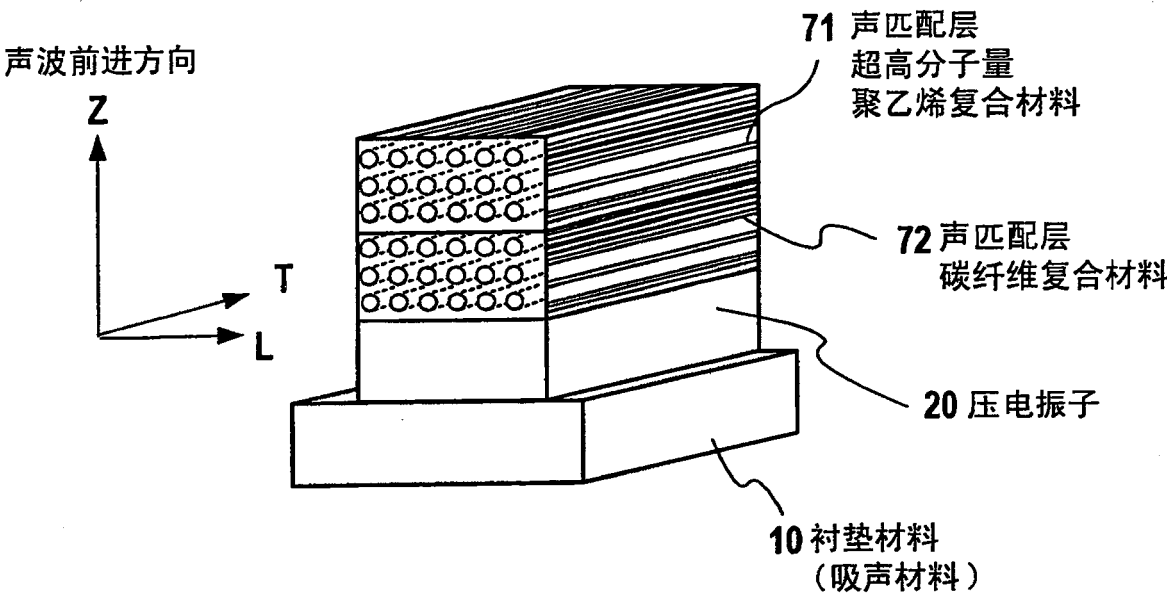


图 9

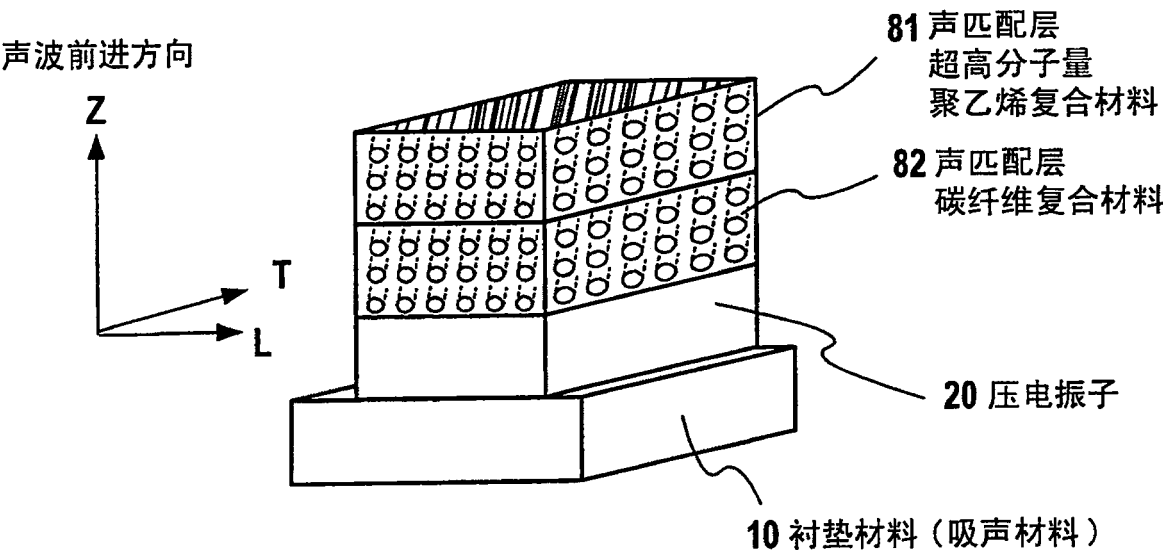


图 10

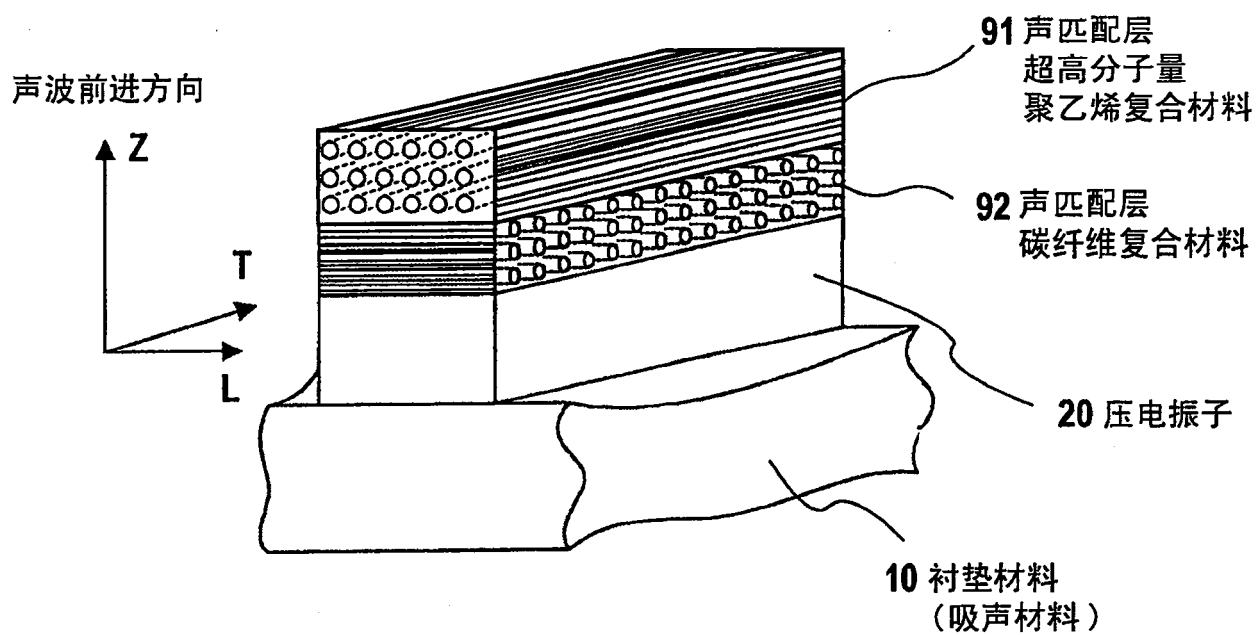


图 11

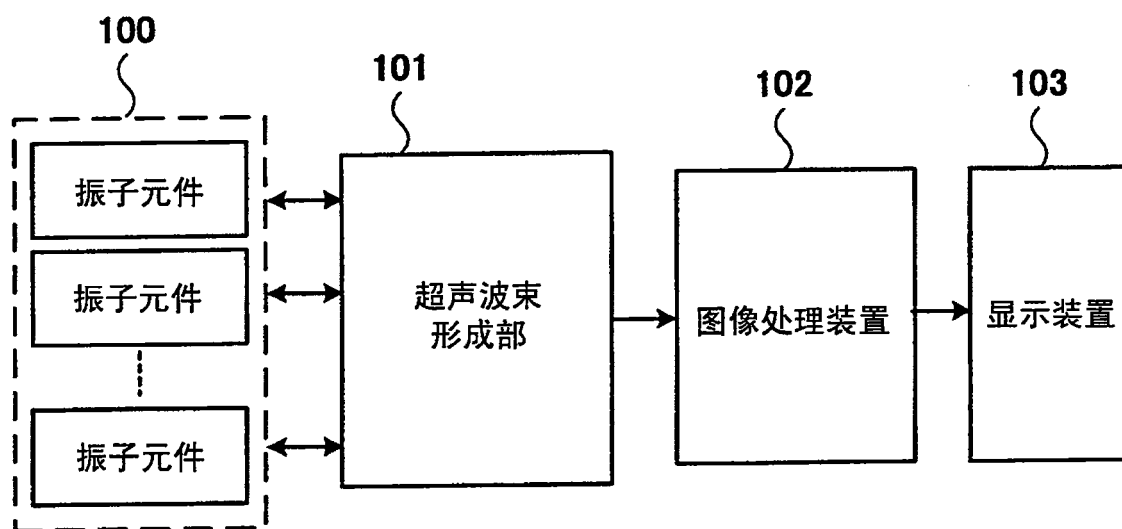


图 12

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	CN100544676C	公开(公告)日	2009-09-30
申请号	CN200480005381.7	申请日	2004-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	近藤敏郎 大泽孝也		
发明人	近藤敏郎 大泽孝也		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G01N29/24 G10K11/02 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4455 G10K11/02		
代理人(译)	朱丹		
审查员(译)	陈飞		
优先权	2003052038 2003-02-27 JP		
其他公开文献	CN1753643A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波探头，是将由压电振子(20)、声透镜(40)、和设置在所述压电振子(20)和所述声透镜(40)之间的声匹配层构成的振子在衬垫材料(10)上排列多个的超声波探头，其中，所述声匹配层包含纤维材料，所述纤维材料的纤维方向被配置成垂直于声波方向。

