



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410100368.1

[43] 公开日 2005 年 6 月 15 日

[11] 公开号 CN 1626041A

[22] 申请日 2004.12.9

[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 曲 瑞

[21] 申请号 200410100368.1

[30] 优先权

[32] 2003.12.9 [33] JP [31] 2003-409786

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

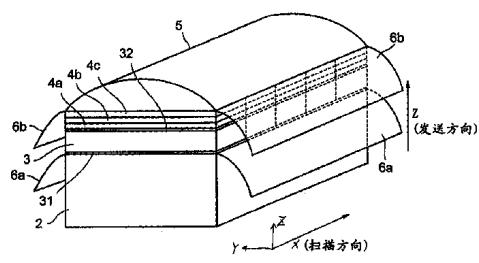
[72] 发明人 芝本弘一 四方浩之

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称 超声波探头和超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波探头和超声波诊断装置。其中，该超声波探头具有：压电振子层(3)，用于收发超声波并具有被排列配置的多个压电振子(30)和形成于压电振子(30)上的多个电极(32)；声透镜(5)，用于会聚或扩散超声波；以及声匹配层(4c)，被设置在压电振子层(3)与声透镜(5)之间，由树脂基体(4e)、和被混合在树脂基体(4e)中的具有导电性的粉粒(4d)组成。



1. 一种超声波探头，其特征在于，具备：

压电振子层，用于收发超声波并具有被排列配置的多个压电振子、和形成于上述压电振子上的多个电极；

声透镜，用于会聚或扩散上述超声波；以及

声匹配层，被设置在上述压电振子层与上述声透镜之间，由树脂基体、和被混合在上述树脂基体中的具有导电性的粉粒组成。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述声匹配层具有多个声匹配元件。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述粉粒是中空的。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述粉粒的声阻抗低于上述树脂基体的声阻抗。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述粉粒具有小于或等于上述超声波的波长的 1/10 的粒径。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述粉粒用具有导电性的壳体材料封入气体而成。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述粉粒用具有导电性的壳体材料被覆固体而成。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波探头，其特征在于：

上述壳体材料由碳形成。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波探头，其特征在于：

上述壳体材料由金形成。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述树脂基体由环氧树脂或氨基甲酸乙酯树脂形成。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述电极从上述声匹配层与上述声透镜之间引出。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

还具备被设置在上述压电振子层与上述声匹配层之间、声阻抗高于上述声匹配层的声阻抗的其他声匹配层。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述声匹配层具有 $1.5 \sim 3.5 \text{Mrayl}$ 的声阻抗。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

上述声匹配层具有小于或等于 $2\Omega \cdot \text{cm}$ 的体积电阻率。

15. 一种超声波探头，其特征在于，具备：

压电振子层，用于收发超声波；

声透镜，用于会聚或扩散上述超声波；以及

多个声匹配层，被叠层在上述压电振子层与上述声透镜之间；

其中，上述多个声匹配层中的至少一层由树脂基体和被混合于上述树脂基体中的具有导电性的粉粒组成。

16. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

超声波探头；

扫描部，经由上述超声波探头用超声波扫描被检体，并收集来自上述被检体的多个回波信号；以及

图像发生部，基于由上述扫描部所收集的回波信号，发生上述被检体的内部图像，

其中，上述超声波探头具有：压电振子层，用于收发超声波并具有被排列配置的多个压电振子、和形成于上述压电振子上的多个电极；声透镜，用于会聚或扩散上述超声波；以及声匹配层，被设置在上述压电振子层与上述声透镜之间，由树脂基体、和被混合在上述树脂基体中的具有导电性的粉粒组成。

超声波探头和超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及一种超声波探头和超声波诊断装置。

背景技术

已知这样一种超声波诊断装置，即：用超声波对被检体内进行扫描，并基于由来自被检体内的反射波所生成的接收信号而使被检体的内部状态图像化。这种超声波诊断装置，借助于具备了压电振子的超声波探头对被检体内发送超声波，用超声波探头接收在被检体内部因声阻抗的不匹配而产生的反射波以生成接收信号。

超声波探头，在扫描方向上配置有多个用于根据发送信号进行振动而产生超声波，并接收反射波以生成接收信号的压电振子。这种压电振子，例如，发送在垂直于扫描方向的方向上具有均匀的矩形形状的声压分布的超声波，借助于声透镜（音响透镜）提供延迟差，由此，在被检体内的预定的深度形成焦点。

可是，为了谋求压电振子的声阻抗与被检体的声阻抗的声匹配之目的，而在压电振子之上设置具有多层构造的声匹配层，并通过声匹配层进行超声波的收发。作为声匹配层，与1层的声匹配层相比，2层的声匹配层的声匹配较为良好，若设为3层则其声匹配更好。这是因为，从压电振子向被检体的声阻抗的变化，较之于1层而言，3层的一方声损失较少。

之所以这样使压电振子和被检体的声匹配变得良好是因为，如果压电振子的声阻抗与被检体的声阻抗之差较大，则在从压电振子向被检体发送超声波时，被检体中的超声波的反射损失将增大的缘故。由此，就不能效率良好地向被检体发送超声波，而不能取得图像质量良好的图像的缘故。

图9表示具备声匹配层的超声波探头的结构，其中，该声匹配层具有多层构造。图9是超声波探头的正视图。超声波探头包括：背面材料32；压电振子层33，在该背面材料32上沿着扫描方向被分割成多个进行排列配置；声匹配层34，在该压电振子层33上沿着扫描方向被分割成多个进行排列配置；以及被设置在该声匹配层34上的声透镜35。此外，声匹配层34构成如下，即：第1声匹配层34a；被设置在该第1声匹配层34a上的第2声匹配层34b；以及被设置在该第2声匹配层34b上的第3声匹配层34c。在这种超声波探头中，压电振子层33经由声匹配层34进行超声波的收发。

一般而言，压电振子层33的声阻抗约为30Mrayl，被检体的声阻抗约为1.5Mrayl。于是，为了使压电振子层33和被检体的声匹配变得良好，需要将声匹配层4设为多层构造，并使得声阻抗从压电振子层33向被检体逐渐减小。在图9所述的超声波探头的情况下，需要使声阻抗从第1声匹配层34a向第3声匹配层34c逐渐减小，并将声匹配层34中被检体侧的声匹配层（第3声匹配层34c）的声阻抗设为1.2~3.5Mrayl。在由2层的声匹配层构成的超声波探头的情况下，需要将第2声匹配层的声阻抗设为1.2~3.5Mrayl。

以往，通过在声匹配层34上使用聚氨基甲酸乙酯（聚氨酯）或聚乙烯之类的柔软树脂薄膜，使声阻抗降低。但是，由于树脂薄膜柔软所以其切削性能较差，就不能为了将声匹配层34在扫描方向上分割成多个进行排列配置而利用切割进行加工（阵列加工）。即，在将压电振子层33和声匹配层4叠层在背面材料2之上以后，就不能按照所希望的间距进行切割。因此，存在着压电振子层33间的声串扰较高的问题。另外，由于切削性能较差，所以不能容易地制造超声波探头。

此外，由于聚氨基甲酸乙酯或聚乙烯不具有导电性，所以，不能从声匹配层34侧引出接地电极。在此，即使为了使得声匹配层34具有导电性而在聚氨基甲酸乙酯或聚乙烯中混合了金属填充物等导电粒子，但由于密度上升所以也未能满足所希望的声阻抗。

发明内容

本发明的目的在于提供一种易于加工的超声波探头。

本发明的第一技术方案提供一种超声波探头，具备：压电振子层，用于收发超声波并具有被排列配置的多个压电振子和形成于上述压电振子上的多个电极；声透镜，用于会聚或扩散上述超声波；以及声匹配层，被设置在上述压电振子层与上述声透镜之间，由树脂基体、和被混合在上述树脂基体中的具有导电性的粉粒构成。

本发明的第二技术方案提供一种超声波探头，具备：压电振子层，用于收发超声波；声透镜，用于会聚或扩散上述超声波；以及多个声匹配层，被叠层在上述压电振子层与上述声透镜之间；其中，上述多个声匹配层中的至少一层是由树脂基体和被混合于上述树脂基体中的具有导电性的粉粒构成的。

本发明的第三技术方案提供一种超声波诊断装置，具备：超声波探头；扫描部，经由上述超声波探头用超声波扫描被检体，收集来自上述被检体的多个回波信号；以及图像发生部，基于由上述扫描部所收集的回波信号发生上述被检体的内部图像；其中，上述超声波探头具有：压电振子层，用于收发超声波并具有被排列配置的多个压电振子、和形成于上述压电振子上的多个电极；声透镜，用于会聚或扩散上述超声波；以及声匹配层，被设置在上述压电振子层与上述声透镜之间，由树脂基体、和被混合在上述树脂基体中的具有导电性的粉粒构成。

本发明另外的目的和特征将在以下的说明中得以阐明，并部分地从该说明而显而易见，或者可通过本发明的实施而得以了解。本发明的所述目的和特征可通过在下文中特别指出的手段极其组合而得以实现和获得。

附图说明

附图包含在说明书中并构成其一部分，表明目前本发明优选的实施方式，并与上面所给出的概括说明和下面给出的其优选实施方式的

详细说明一起用于阐述本发明的原理。

图 1 是表示本发明的实施例的超声波探头的概略结构的斜视图。

图 2A 是图 1 的第 3 声匹配层的剖面图。

图 2B 是图 2A 的粉粒（粉体：fine particles）的剖面图。

图 3 是图 1 的超声波探头的 XZ 剖面图。

图 4 是图 1 的超声波探头的 YZ 剖面图。

图 5 是表示在本发明的实施例中，中空的碳填充物的混合量与声匹配层的密度的关系的图表。

图 6 是表示在本发明的实施例中，中空的碳填充物的混合量与声匹配层的声阻抗的关系的图表。

图 7 是表示在本发明的实施例中，中空的碳填充物的混合量与声匹配层的体积电阻率的关系的图表。

图 8 是表示具备了本发明的超声波探头的超声波诊断装置的概略结构的框图。

图 9 是现有的声匹配层的剖面图。

具体实施方式

以下，参照附图就本发明的实施例的超声波探头进行说明。

图 1 是表示本发明的实施例的超声波探头的概略结构的斜视图。超声波探头由头侧和电缆侧构成。在图 1 中表示了超声波探头的头侧。

如图 1 所示，本实施例的超声波探头 1 由下述构成，即：背面材料 2；压电振子层 3，被设置在上述背面材料 2 上；声匹配层 4，在上述压电振子层 3 上沿着扫描方向 Z 被多层化；以及声透镜 5，被设置在上述声匹配层 4 上用于使超声波会聚或扩散。压电振子层 3，如图 3 所示，具有沿着扫描方向 X 进行排列配置的多个压电振子 30。

声匹配层 4 由下述构成，即：第 1 声匹配层 4a；第 2 声匹配层 4b，被设置在上述第 1 声匹配层 4a 上；以及第 3 声匹配层 4c，被设置在上述第 2 声匹配层 4b 上。第 1 至第 3 声匹配层 4a、4b、4c 被叠层在压电振子层 3 上。第 1 至第 3 声匹配层 4a、4b、4c 均具有导电性。

因此，可以经由第 1 至第 3 声匹配层 4a、4b、4c 引出接地电极 32。即，可以从声匹配层 4 与声透镜 5 之间引出接地电极 32。

第 1 声匹配层 4a 具有比压电振子层 3 低、比第 2 声匹配层 4b 高的声阻抗。第 2 声匹配层 4b 具有比第 1 声匹配层 4a 低、比第 3 声匹配层 4c 高的声阻抗。第 3 声匹配层 4c 具有比第 2 声匹配层 4b 低、比被检体高的声阻抗。

压电振子层 3 沿着扫描方向 X 被分割。同样地，第 1、第 2、第 3 声匹配层 4a、4b、4c 也分别沿着扫描方向 X 被分割。换言之，第 1 声匹配层 4a 具有沿着扫描方向 X 排列配置的多个第 1 声匹配元件 40a。多个第 1 声匹配元件 40a 分别对应于多个压电振子 30。第 2 声匹配层 4b 具有沿着扫描方向 X 排列配置的多个第 2 声匹配元件 40b。多个第 2 声匹配元件 40b 分别对应于多个第 1 声匹配元件 40a。第 3 声匹配层 4c 具有沿着扫描方向 X 排列配置的多个第 3 声匹配元件 40c。多个第 3 声匹配元件 40c 分别对应于多个第 2 声匹配元件 40b。

各压电振子 30 与相邻的压电振子 30 在物理上和声学上进行分离。第 1 声匹配元件 40a 也与相邻的第 1 声匹配元件 40a 在物理上和声学上分离。第 2 声匹配元件 40b 也与相邻的第 2 声匹配元件 40b 在物理上和声学上分离。第 3 声匹配元件 40c 也与相邻的第 3 声匹配元件 40c 在物理上和声学上分离。在现有技术中，由于第 3 声匹配层未被分割，所以，在中间间隔第 3 声匹配层而相邻的压电振子 30 之间就会发生干扰。在本申请的发明中，由于第 3 声匹配元件 40c 也与相邻的第 3 声匹配元件 40c 在物理上和声学上分离，所以，在相邻的压电振子 30 之间实质上不会发生干扰。

背面材料 2 对从压电振子层 3 发出的超声波振动或接收时的超声波振动之中、对超声波诊断装置的图像提取而言不必要的超声波振动成分进行减衰吸收。

压电振子 30 例如由钛酸锆酸铅 $Pb(Zr,Ti)O_3$ 、铌酸锂 ($LiNbO_3$)、钛酸钡 ($BaTiO_3$)、钛酸铅 ($PbTiO_3$) 等陶瓷材料构成。另外，在压电振子层 3 的上下两面上形成有电极 31 和电极 32。典型地，电极 31

是信号电极，电极 32 是共用电极（接地电极）。

此外，通过使声匹配层 4 多层化，和声透镜 5 一起抑制因与被检体的体表之间的声阻抗的差分所导致的信号损失的发生。关于该声匹配层 4 的构造，将在后面进行详述。

声透镜 5 与被检体的体表面接触以进行超声波收发的中介。借助于该声透镜 5，自体表在预定的深度凝结成切层方向上的声焦点。另外，扫描方向上的声焦点通过切换控制在扫描方向上被配置为短栅状的多个压电振子 30 的发送/接收的定时而得以结成。

如图 4 所示，另外，在背面材料 2 与压电振子层 3 之间经由电极 31 而粘结有在整个面上形成了 Cu 箔的信号电极引出用的挠性基板 6a。进而，在声匹配层 4 与声透镜 5 之间设置有接地引出用的挠性基板 6b。具体而言，在第 3 声匹配层 4c 与声透镜 5 之间设置有挠性基板 6b。另外，挠性基板 6a 起着引线的作用。

接着，详细地说明本实施例的超声波探头 1 的声匹配层 4。在本实施例的超声波探头中，由于第 3 声匹配层 4c 经由声透镜 5 而与被检体接触，所以，该第 3 声匹配层 4c 被要求 2Mrayl 左右的声阻抗。首先，参照图 2A、2B 说明第 3 声匹配层 4c 的结构。图 2A 是第 3 声匹配层 4c 的剖面图。

第 3 声匹配层 4c 由树脂基体 4e、混合在树脂基体 4e 中的中空的粉粒（粉体：fine particles）4d 构成。粉粒 4d 的粒径为 40nm。粉粒 4d 具有 60% 的空孔率。粉粒 4d 的壳体材料由在导电性上具有典型性的碳或金形成。树脂基体 4e 例如由声阻抗约为 3Mrayl 的环氧树脂或氨基甲酸乙酯树脂形成。由于通过混合粉粒 4d 能够使声阻抗降低，所以可以在第 3 声匹配层 4c 上采用声阻抗比较高但具有比较高的硬度的环氧树脂或氨基甲酸乙酯树脂制的树脂基体 4e。由此，与压电振子层 3、第 1 声匹配层 4a、第 2 声匹配层 4b 同样地，能够对第 3 声匹配层 4c 进行切割。作为以往的第 3 声匹配层的材料，为了获得较低的声阻抗而不可避免地采用非常柔软的树脂。

如图 2B 所示，粉粒 4d，就典型而言由具有导电性的例如碳制的

壳体 40，封入空气气体 41 而构成。壳体 40 的声阻抗比树脂基体 4e 高。壳体 40 的内部 41 的声阻抗比树脂基体 4e 低。壳体 40 也可以被覆具有其声阻抗低于树脂基体 4e 的性质的固体来取代封入气体 41。

粉粒 4d 的粒径的大小与将要收发的超声波的波长相关。如果粉粒 4d 的粒径的大小过大，则超声波被粉粒 4d 反射而产生散射。例如，如果将粉粒 4d 的粒径的大小减小到小于等于超声波的波长的 1/5~1/10，则超声波的反射、散射在实质上不会发生。此处，在环氧树脂内的声速为 2500m/s。在本实施例中，假定使用频率为 5Mhz 的超声波，波长为 500μs 左右，且超声波的反射、散射未得到证实。粉粒 4d 的粒径越小，超声波的反射、散射就越难以发生。

参照图 5 和图 6 说明在混合了中空的碳填充物时的第 3 声匹配层 4c 的密度变化和声阻抗的变化。图 5 是表示中空的碳填充物的混合量与第 3 声匹配层 4c 的密度的关系的图表。图 6 是表示中空的碳填充物的混合量与第 3 声匹配层 4c 的声阻抗的关系的图表。如图 5 所示，如果中空的碳填充物的混合量增加，则第 3 声匹配层 4c 的密度降低。另外，如图 6 所示，如果中空的碳填充物的混合量增加，则第 3 声匹配层 4c 的声阻抗降低。如此，声匹配层的密度与声阻抗的比例关系成立，通过混合中空的碳填充物并使得第 3 声匹配层 4c 的密度降低，从而就可以降低第 3 声匹配层 4c 的声阻抗。例如，通过将中空的碳填充物的混合量设为约 20wt%，就能够使第 3 声匹配层 4c 的声阻抗成为约 2Mrayl。

另外，如果采用空孔率高于 60% 的碳填充物，则能够以小于约 20wt% 的混合量而获得约 2Mrayl 的声阻抗。这是因为，通过使空孔率加高，即使以相同的混合量第 3 声匹配层 4c 的密度也会降低。另一方面，在使用了空孔率低于 60% 的碳填充物的情况下，能够以高于约 20wt% 的混合量获得约 2Mrayl 的声阻抗。如此，即使是在改变了粉粒 4d（碳填充物）的空孔率的情况下，通过调整混合量也能获得所希望的声阻抗。

参照图 7 说明在混合了中空的碳填充物时的第 3 声匹配层 4c 的

体积电阻率的变化。图 7 是表示中空的碳填充物的混合量与第 3 声匹配层 4c 的体积电阻率的关系的图表。

由于碳填充物（粉粒 4d）具有导电性，所以，如图 7 所示，如果增加对基体 4e 的混合量（体积率），则第 3 声匹配层 4c 的体积电阻率减小。由此，就可以使得第 3 声匹配层 4c 具有导电性。如该图所示，如果将中空的碳填充物的混合量设定为大于或等于约 20wt%，则体积电阻率将小于或等于约 $2\Omega \cdot \text{cm}$ ，就能够使得第 3 声匹配层 4c 具有充分的导电性。

另外，如果为了获得导电性而增多中空的碳填充物的混合量，则有时会导致第 3 声匹配层 4c 的密度变得过低，从而不能获得所希望的声阻抗（约 2Mrayl 的声阻抗）。这时，也可以通过和中空的碳填充物一起混合非中空的碳填充物，来调整第 3 声匹配层 4c 的密度以获得所希望的声阻抗。

此外，在第 1 声匹配层 4a 和第 2 声匹配层 4b 中采用导电性的材料，例如碳/石墨（carbon graphite）。

如此，通过一边用树脂构成第 3 声匹配层 4c 还一边混合导电性的粉粒以使其具有导电性，就能够使接地引出用的挠性基板 6b 与压电振子 30 电连接起来。

在本实施例中，用树脂构成 3 层声匹配层中的 1 层声匹配层、即第 3 声匹配层 4c，并在其中混合中空的粉粒以使声阻抗降低。但是，本申请的发明并不限于此。还可以用环氧树脂或氨基甲酸乙酯树脂构成 3 层声匹配层中的 2 层或 3 层声匹配层，并在其中混合中空的粉粒 4d。也就是说，不仅仅是第 3 声匹配层 4c，也可以用树脂构成第 2 声匹配层 4b 和第 1 声匹配层 4a，并混合中空的粉粒。

例如，在用树脂构成 3 层声匹配层中的 2 层声匹配层时，用树脂构成第 3 声匹配层 4c 和第 2 声匹配层 4b，在其中混合中空的粉粒以使声阻抗降低。在此，通过使在第 3 声匹配层 4c 中混合的中空的粉粒的混合量多于在第 2 声匹配层 4b 中混合的中空的粉粒的混合量，以使第 3 声匹配层 4c 的声阻抗与第 2 声匹配层 4b 的声阻抗相比降低。由

此，就能够使声匹配层的声阻抗从压电振子层3向被检体逐渐降低，并可使压电振子层3与被检体的声匹配变得良好。

用树脂构成3层声匹配层中的所有的声匹配层的情况也同样如此。使在第2声匹配层4b中混合的中空的粉粒的混合量多于在第1声匹配层4a中混合的中空的粉粒的混合量，使在第3声匹配层4c中混合的中空的粉粒的混合量多于在第2声匹配层4b中混合的中空的粉粒的混合量。由此，第2声匹配层4b的声阻抗就低于第1声匹配层4a的声阻抗，第3声匹配层4c的声阻抗就低于第2声匹配层4b的声阻抗。从而，就能够使声匹配层的声阻抗从压电振子层3向被检体逐渐降低，并可使压电振子层3与被检体的声匹配变得良好。

另外，在本实施方式中，说明了由3层构成的声匹配层，但是本发明并不限于此，声匹配层4既可以由2层构成，也可以由大于或等于4层的层构成。即使在这样的情况下，通过使声匹配层的声阻抗从压电振子层3向被检体逐渐降低，也能够使声匹配变得良好。

此外，在本实施方式中，作为中空的粉粒使用了碳填充物。但是并不限于碳填充物。只要是具有导电性的粉粒即可，也可以使用Au（金）填充物等。另外，作为树脂使用了环氧树脂，但是也可以使用氨基甲酸乙酯树脂。

如上所述，通过降低被检体侧的声匹配层的声阻抗，就能够使压电振子层3与被检体之间的声匹配变得良好。

接着，说明本实施方式中的超声波探头1的制造方法。首先，当在环氧树脂中混合中空的碳填充物并进行了脱泡后，在第2声匹配层4b上涂敷该环氧树脂。然后，在加热并使树脂硬化后，研磨成所希望的厚度，由此形成第3声匹配层4c。

此外，也可以在将碳填充物混合到环氧树脂中之后，进行加热并使其硬化后制作成锭(ingot)。此时，以所希望的大小切出该锭，并研磨成所希望的厚度后制作第3声匹配层4c，将其粘结在第2声匹配层4b上。

然后，在背面材料2上经由挠性基板6a粘结压电振子3，进而在

压电振子 3 上粘结声匹配层 4。该声匹配层 4 是预先在第 1 声匹配层 4a 上粘结第 2 声匹配层 4b，进而，通过上述方法在第 2 声匹配层 4b 上粘结第 3 声匹配层 4c。之后，以所希望的间距对压电振子 3 和声匹配层 4 进行切割，以制作在扫描方向上被分割为多个的压电振子 3 和声匹配层 4。然后，在第 3 声匹配层 4c 上经由挠性基板 6b 粘结声透镜 5，由此制作超声波探头 1。

如此，由于通过使用硬度较高的环氧树脂而使切削性能变好，所以能够通过切割来分割压电振子 3 和被叠层多次的声匹配层 4。也就是说，由于本实施方式中的超声波探头能够进行阵列加工，所以与因使用了柔软且切削性能较差的树脂薄片而不能进行阵列加工的现有的超声波探头相比较而言，就能够减小声串扰。进而，由于使用了硬度较高且切削性能良好的材料，所以易于加工从而使得超声波探头 1 的制造变得容易。

接着，参照图 8 说明具备了本发明的超声波探头的超声波诊断装置。图 8 是表示本发明的实施方式的超声波诊断装置的主要部件的框图。

该超声波诊断装置 60，由超声波探头 61、收发电路 62、收发控制电路 63、图像数据变换电路 64、显示控制电路 65、控制电路 67 构成。为了经由超声波探头 61 用超声波扫描被检体并收集来自被检体的多个回波信号而设置了收发电路 62 和收发控制电路 63。为了基于通过扫描所收集到的回波信号来产生被检体的内部图像而设置了图像数据变换电路 64。

在超声波探头 61 中，使用本申请发明的超声波探头对患者等被检体发送超声波信号，并将由被检体反射的超声波作为回波信号进行接收。

收发电路 62，向超声波探头 61 供给电信号并使之产生超声波，同时接收由超声波探头 61 所接收的回波信号。收发控制电路 63 进行收发电路 62 的收发控制。

图像数据变换电路 64，将由收发电路 62 接收到的回波信号变换

为被检体的超声波图像数据。显示控制电路 65 控制监视器 66 以显示由图像数据变换电路 64 所变换的超声波图像数据。另外，控制电路 67 进行超声波诊断装置 60 整体的控制。

在控制电路 67 上，连接着收发控制电路 63、图像数据变换电路 64、显示控制电路 65，控制电路 67 控制上述各部件的动作。

然后，对超声波探头 61 的压电振子外加电信号并对被检体发送超声波，由超声波探头 61 接收在被检体内部因声阻抗的不匹配所产生的反射波。

根据具备了本发明的超声波探头的超声波诊断装置，由于能够使压电振子 3 与被检体的声匹配变得良好，所以，就能够减小超声波的反射损失，并能够效率良好地向被检体发送超声波。由此，就能够获得像质良好的图像。

另外的特征和变形可由本领域技术人员容易地想到。因此，本发明在其更宽的方面并不限于这里所描述和表示的特定细节和代表性实施方式。从而，在不脱离由附加的权利要求及其等同物所规定的概括性发明概念的精神和范围内，可进行各种各样的变形。

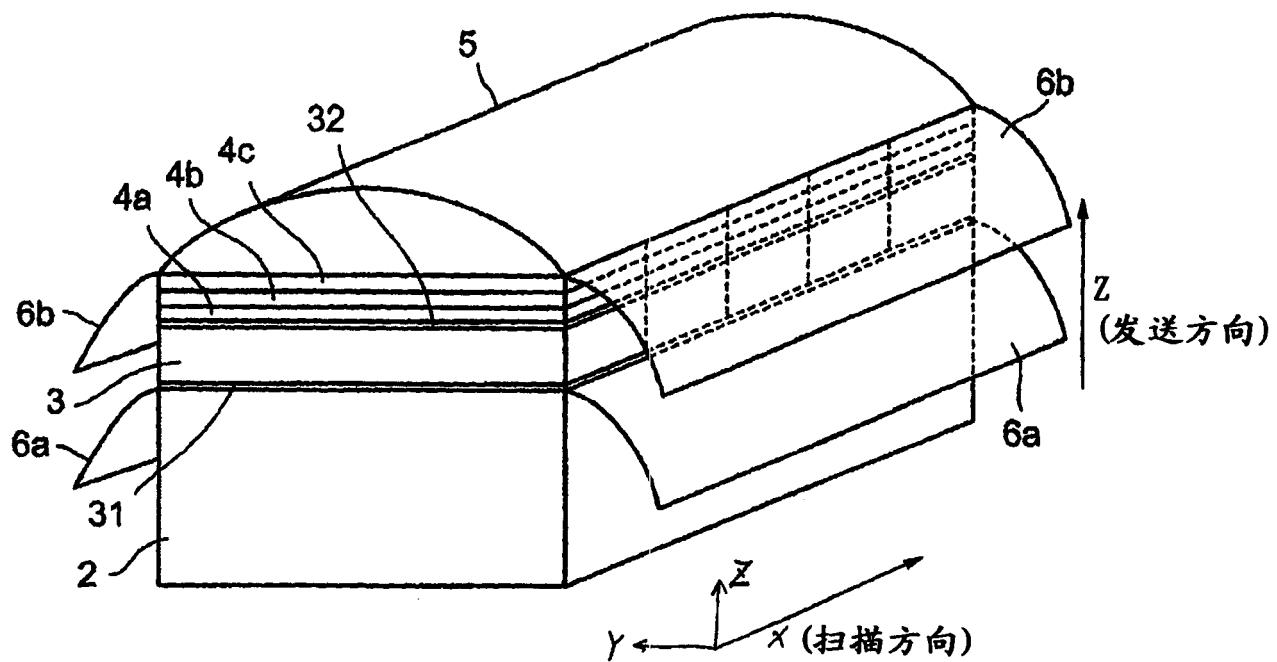


图 1

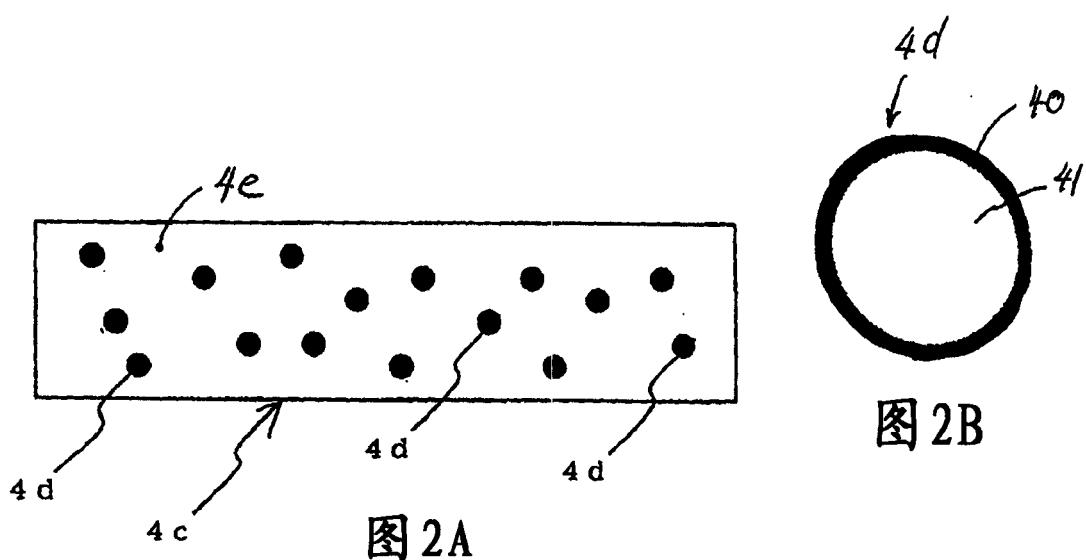


图 2A

图 2B

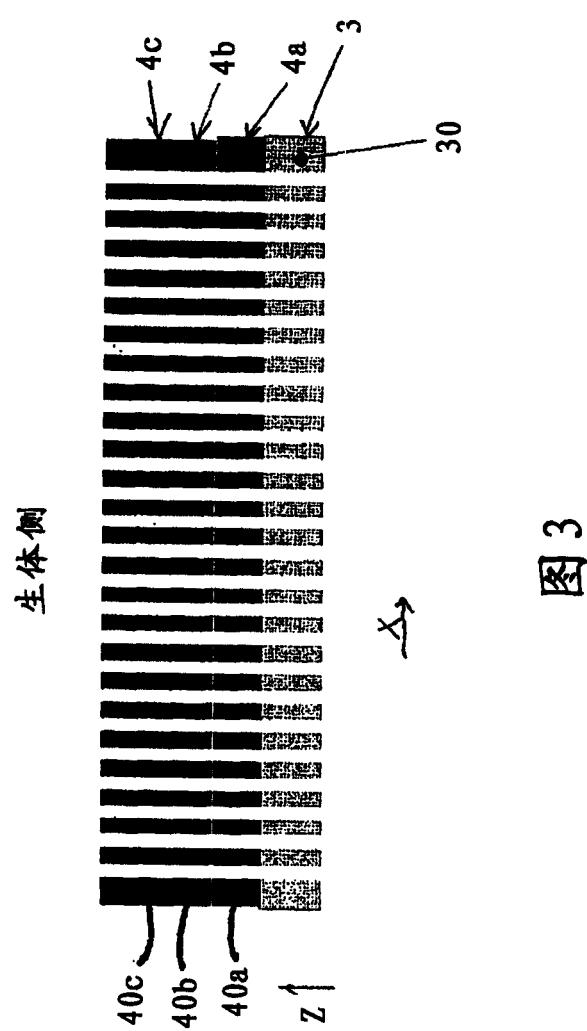


图 3

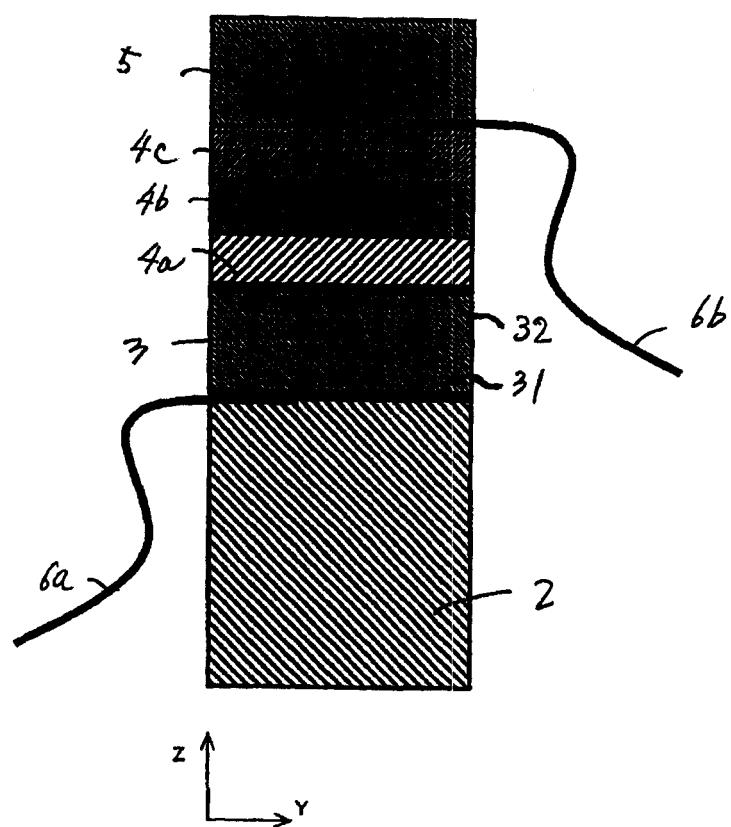


图 4

图 5

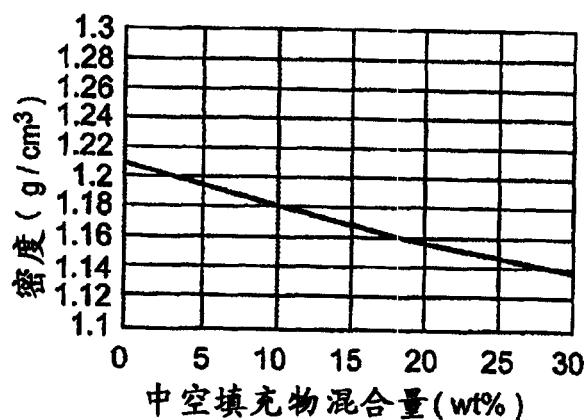


图 6

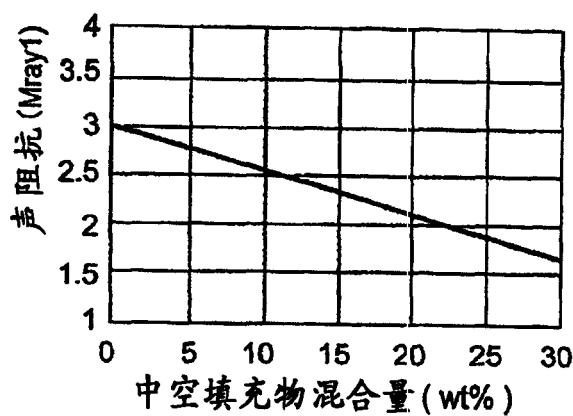
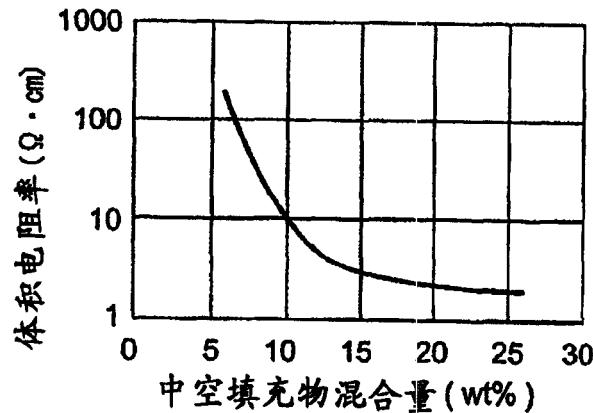


图 7



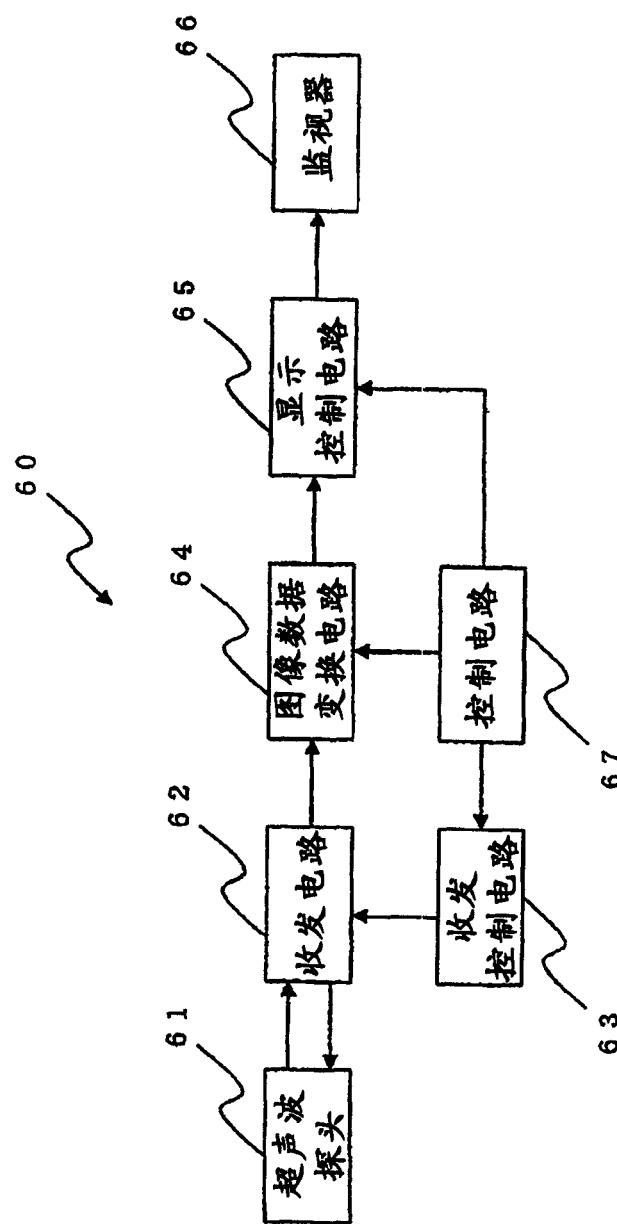


图 8

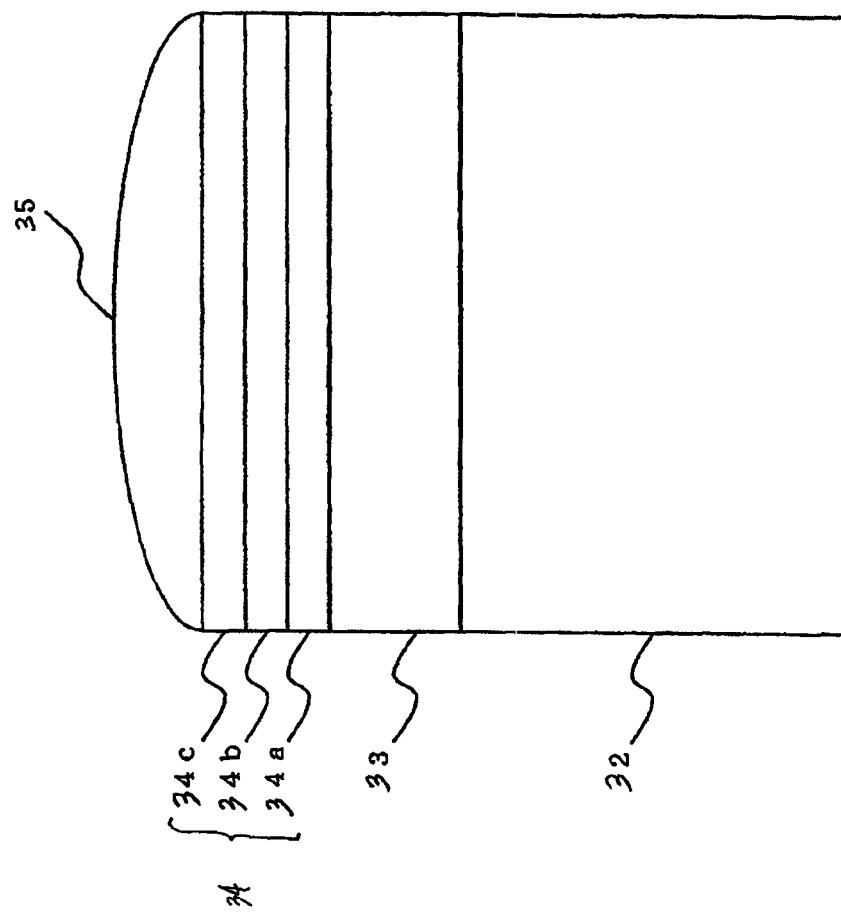


图9

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1626041A	公开(公告)日	2005-06-15
申请号	CN200410100368.1	申请日	2004-12-09
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	芝本弘一 四方浩之		
发明人	芝本弘一 四方浩之		
IPC分类号	B06B1/06 G01H3/00 G01N29/24 G01N29/28 G10K11/02 G10K11/30 H01L41/083 A61B8/00		
CPC分类号	G01N29/28 B06B1/0622 G01N29/2437 G01N2291/106 G10K11/02		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2003409786 2003-12-09 JP		
其他公开文献	CN100531673C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头和超声波诊断装置。其中，该超声波探头具有：压电振子层(3)，用于收发超声波并具有被排列配置的多个压电振子(30)和形成于压电振子(30)上的多个电极(32)；声透镜(5)，用于会聚或扩散超声波；以及声匹配层(4c)，被设置在压电振子层(3)与声透镜(5)之间，由树脂基体(4e)、和被混合在树脂基体(4e)中的具有导电性的粉粒(4d)组成。

