



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510065560.6

[45] 授权公告日 2009 年 4 月 22 日

[11] 授权公告号 CN 100479760C

[22] 申请日 2005.4.15

JP8 - 289386A 1996.11.1

[21] 申请号 200510065560.6

JP5 - 115474A 1993.5.14

[30] 优先权

US5327895A 1994.7.12

[32] 2004.4.16 [33] JP [31] 2004 - 122060

US5099459A 1992.3.24

[32] 2004.4.16 [33] JP [31] 2004 - 122061

US5115810A 1992.5.26

[73] 专利权人 株式会社东芝

JP5 - 23331A 1993.2.2

地址 日本东京都

JP11 - 146492A 1999.5.28

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

US5250869A 1993.10.5

[72] 发明人 小川隆士 武内俊 芝本弘一

审查员 路 凯

中村寿 四方浩之 佐藤太平

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利

[56] 参考文献

商标事务所

US5457863A 1995.10.17

代理人 李德山

US4425525A 1984.1.10

JP2003 - 9288A 2003.1.10

JP5 - 38335A 1993.2.19

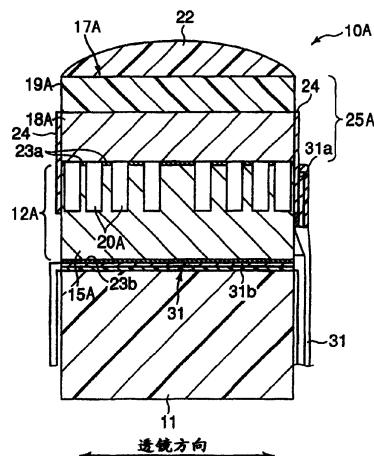
权利要求书 4 页 说明书 22 页 附图 16 页

[54] 发明名称

超声波探头和超声波诊断装置

[57] 摘要

一种超声波探头，具有对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；所述各超声波压电元件在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的 2 端面中的至少一方端面上具有与所述第一方向平行并且不贯通的多个沟，通过所述多个沟各自的形状或配置，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收，并且在所述各超声波压电元件的具有沟的端面上，沿着所述第三方向接合导电性构件。



1. 一种超声波探头，具有对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；

所述各超声波压电元件在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面中的至少一方端面上具有与所述第一方向平行并且不贯通的多个沟，通过所述多个沟各自的形状或配置，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收，并且在所述各超声波压电元件的具有沟的端面上，沿着所述第三方向接合导电性构件。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

所述多个沟形成大致相同的深度，以随着接近所述第三方向的两侧而逐渐变小的间隔排列。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

所述多个沟对所述第三方向以大致相同的间隔形成，其深度随着接近所述第三方向的两侧而逐渐增大。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

所述各沟形成圆的底部。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

所述导电性构件由填充在所述多个沟内的非导电性粘合剂接合。

6. 一种超声波探头，具有：对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；和接合在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面上的电极；

所述各超声波压电元件，在与所述第二方向大致正交的二个端面中的至少一方端面上，具有用于对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收的与所述第一方向平行的多个沟；

接合在所述各超声波压电元件的二个端面中的具有所述多个沟

的端面上的所述电极由所述多个沟截断为多个，被截断为所述多个的所述电极由通过填充在所述多个沟内的非导电性粘合剂接合的导电性构件连接。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波探头，其特征在于，

所述多个沟形成大致相同的深度，以随着接近所述第三方向的两侧而逐渐变小的间隔排列。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波探头，其特征在于，

所述多个沟对所述第三方向以大致相同的间隔形成，其深度随着接近所述第三方向的两侧而逐渐增大。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波探头，其特征在于，

所述各沟形成圆的底部。

10. 一种超声波探头，具有：在第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的多个超声波压电元件；和设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层；

所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行，并且从所述超声波压电元件的另一方端面到达所述声音匹配层的中途部的多个沟，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波探头，其特征在于，

通过所述声音匹配层对所述超声波压电元件外加驱动电压。

12. 一种超声波探头，具有：在第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的多个超声波压电元件；

设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层；

所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行，并且从所述声音匹配层的与所述超声波压电元件的相反一侧的端面到达所述超声波压电元件的中途部的多个沟，对与所述第一方向和

所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波探头，其特征在于，通过所述声音匹配层对所述超声波压电元件外加驱动电压。

14. 一种超声波诊断装置，具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；

所述超声波探头具备对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；

所述各超声波压电元件在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面中的至少一方端面上具有与所述第一方向平行并且不贯通的多个沟，通过所述多个沟各自的形状或配置，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收，并且在所述各超声波压电元件的具有沟的端面上沿着所述第三方向接合导电性构件。

15. 一种超声波诊断装置，具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；

所述超声波探头具备：

对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；和

接合在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面上的电极；

所述各超声波压电元件，在与所述第二方向大致正交的二个端面中的至少一方端面上，具有用于对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收的与所述第一方向平行的多个沟；

接合在所述各超声波压电元件的二个端面中的具有所述多个沟的端面上的所述电极由所述多个沟截断为多个，被截断为所述多个的所述电极由通过填充在所述多个沟内的非导电性粘合剂接合的导电性

构件连接。

16. 一种超声波诊断装置，具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；

所述超声波探头具备：

对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的多个超声波压电元件；和

设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层；

所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行，并且从所述超声波压电元件的另一方端面到达所述声音匹配层的中途部的多个沟，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

17. 一种超声波诊断装置，具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；

所述超声波探头具备：

对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的多个超声波压电元件；和

设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的二个端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层；

所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行，并且从所述声音匹配层的与所述超声波压电元件的相反一侧的端面到达所述超声波压电元件的中途部的多个沟，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

超声波探头和超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及对所收发的超声波的发送强度和接收强度进行加权，并减少了旁瓣（sidelobe）的超声波探头和超声波诊断装置。

背景技术

超声波探头是以对象物内部的图象化为目的、用于向对象物照射超声波并接收来自对象物内的声音阻抗不同的界面的反射波的装置。作为采用这种超声波探头的超声波图象装置，有用于检查人体内部的医用诊断装置等。

在超声波探头中存在称作1维阵列超声波探头的。该1维阵列超声波探头具有承担超声波的发送接收的压电元件部件。压电元件部件由对于阵列方向以一定间隔并列设置的多个压电元件构成。在压电体部件的人体一侧覆盖全部压电元件依次层叠声音匹配层和声透镜。另外，在压电体部件的与人体一侧相反的一侧设置背面材料。

当使用1维阵列超声波探头时，从驱动电路对各压电元件外加驱动信号。此时同时，通过延迟电路使外加在各压电元件上的驱动信号的相位错开，在阵列方向对超声波的照射位置扫描。

从各压电元件产生的超声波通过声音匹配层和声透镜发送到人体。然后通过用压电元件部件接收在人体内由于声音阻抗的不匹配而产生的反射波，把人体的内部构造图象化，反映到显示器上。

在制造压电元件部件时，首先在矩形的压电材料块上接合声音匹配层。接着接合背面材料，以给定间隔把压电材料块切片（dicing），使压电材料块阵列化，即分割为多个压电材料。

接着在声音匹配层上接合声透镜。然后最后进行驱动电路和各压电元件的电连接，超声波探头就完成。

但是，在1维阵列超声波探头中，当对各压电元件外加矩形波形的驱动信号时，有时透镜方向的声场的旁瓣成为问题，或透镜方向的声场变为不均匀。

因此，近年来，为了实现该旁瓣的减少或声场的均匀化，提出了对从压电元件部件发送的超声波强度加权的技术。

例如提出对于透镜方向一边改变间隔，一边分割各压电元件，在对于透镜方向的压电元件的面积密度上进行加权的超声波探头（例如参照特开2003-9288号公报）。

另外，提出对于透镜方向以一定间隔分割各压电元件，对外加在分割的各压电元件上的驱动信号进行加权的超声波探头（例如参照特开平5-38335号公报）。

还提出对于透镜方向一边改变间隔，一边分割声音匹配层，在对于透镜方向的压电元件的面积密度上进行加权的超声波探头（例如参照特开平11-146492号公报）。

但是，在特开2003-9288号公报、特开平5-28331号公报、特开平11-146492号公报中存在以下的问题。

（特开2003-9288号公报）

在制造压电元件部件时，对于透镜方向把各压电元件完全分割，所以把各压电元件的切片彼此间定位的工夫成为必要，导致制造步骤的增加、制造成本的上升。

另外，在各压电元件的切片之间填充树脂时，形成在各压电元件的端面上的电极局部搭载在树脂上，所以对于压电元件的电极的紧贴性下降，使装置的可靠性下降。

即使对各压电元件形成用于加权的沟，从压电元件放射的超声波在声音匹配层中引起声音的串扰，所以难以取得所需的声压分布。

（特开平5-38335号公报）

装置和电路的构造复杂化，引起超声波探头的可靠性的恶化、制造工艺的高价格化。

（特开平11-146492号公报）

即使在各声音匹配层中形成用于加权的沟，从压电元件放射的超声波已经在压电元件内引起的声音串扰，所以难以取得所需的声压分布。

发明内容

本发明是鉴于所述事实而提出的，其第一目的在于：提供不使装置结构和制造步骤复杂化，能减少旁瓣，并且具有高可靠性的超声波探头和超声波诊断装置。此外本发明的第二目的在于：提供能使声场均匀化，并且具有高可靠性的超声波探头和超声波诊断装置。

为了实现上述目的，本发明的超声波探头和超声波诊断装置构成如下。

(1) 具有对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；所述各超声波压电元件在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的2端面中的至少一方端面上具有与所述第一方向平行并且不贯通的多个沟，通过所述多个沟各自的形状或配置，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收，并且在所述各超声波压电元件的具有沟的端面上，沿着所述第三方向接合导电性构件。

(2) 具有：对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；接合在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的2端面上的电极；所述各超声波压电元件在与所述第二方向大致正交的2端面中的至少一方端面上具有用于对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收的与所述第一方向平行的多个沟；接合在所述各超声波压电元件的2端面中具有所述多个沟的端面上的所述电极由所述多个沟截断为多个，被截断为所述多个的所述电极由通过填充在所述多个沟内的非导电性粘合剂接合的导电性构件连接。

(3) 根据(1)所述的超声波探头，其中：所述多个沟形成大致

相同的深度,以随着接近所述第三方向的两侧而逐渐变小的间隔排列。

(4) 根据 (2) 所述的超声波探头, 其中: 所述多个沟形成大致相同的深度, 以随着接近所述第三方向的两侧而逐渐变小的间隔排列。

(5) 根据 (1) 所述的超声波探头, 其中: 所述多个沟对所述第三方向以大致相同的间隔形成, 其深度随着接近所述第三方向的两侧而逐渐增大。

(6) 根据 (2) 所述的超声波探头, 其中: 所述多个沟对所述第三方向以大致相同的间隔形成, 其深度随着接近所述第三方向的两侧而逐渐增大。

(7) 根据 (1) 所述的超声波探头, 其中: 所述各沟形成圆的底部。

(8) 根据 (2) 所述的超声波探头, 其中: 所述各沟形成圆的底部。

(9) 根据 (1) 所述的超声波探头, 其中: 所述导电性构件由填充在所述多个沟内的非导电性粘合剂接合。

(10) 根据 (2) 所述的超声波探头, 其中: 所述导电性构件由填充在所述多个沟内的非导电性粘合剂接合。

(11) 具有: 在第一方向以给定间隔排列, 对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的多个超声波压电元件; 设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的 2 端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层; 所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行, 并且从所述超声波压电元件的另一方端面到达所述声音匹配层的中途部的多个沟, 对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

(12) 具有: 在第一方向以给定间隔排列, 对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的多个超声波压电元件; 设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的 2 端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层; 所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行, 并且从所述声音匹配层的与所述超声波

压电元件的相反一侧的端面到达所述超声波压电元件的中途部的多个沟，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

(13) 根据(11)所述的超声波探头，其中：通过所述声音匹配层对所述超声波压电元件外加驱动电压。

(14) 根据(12)所述的超声波探头，其中：通过所述声音匹配层对所述超声波压电元件外加驱动电压。

(15) 具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；所述超声波探头具备对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；所述各超声波压电元件在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的2端面中的至少一方端面上具有与所述第一方向平行并且不贯通的多个沟，通过所述多个沟各自的形状或配置，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收，并且在所述各超声波压电元件的具有沟的端面上，沿着所述第三方向接合导电性构件。

(16) 具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；所述超声波探头具备对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；接合在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的2端面上的电极；所述各超声波压电元件在与所述第二方向大致正交的2端面中的至少一方端面上具有用于对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收的与所述第一方向平行的多个沟；接合在所述各超声波压电元件的2端面中具有所述多个沟的端面上的所述电极由所述多个沟截断为多个，被截断为所述多个的所述电极由通过填充在所述多个沟内的非导电性粘合剂接合的导电性构件连接。

(17) 具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；所述超声波探头具备对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的2端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层；所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行，并且从所述超声波压电元件的另一方端面到达所述声音匹配层的中途部的多个沟，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

(18) 具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；和根据所述超声波探头接收到的超声波来生成所述被检测体的超声波图象的图象生成装置；所述超声波探头具备对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；设置在所述超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的2端面中的一方端面上的具有导电性的声音匹配层；所述超声波压电元件和声音匹配层具有与所述第一方向大致平行，并且从所述声音匹配层的与所述超声波压电元件的相反一侧的端面到达所述超声波压电元件的中途部的多个沟，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收。

根据本发明，不使装置结构和制造步骤复杂化，就能减少旁瓣。另外，不使装置结构和制造步骤复杂化，就能使声场均匀化。

通过以下结合附图所描述的具体实施例将会进一步地明确本发明的其他的目的和优点。

附图说明

附图构成本说明书的一部分，用于描述本发明的实施例，与以上所进行的概述和以下所描述的优选实施例一起来说明本发明的原理。

图1是表示本发明实施例1的超声波探头的概略结构的立体图。

图2是沿着透镜方向切断同一实施例的超声波探头而表示的剖视

图。

图3是沿着阵列方向切断同一实施例的超声波探头而表示的剖视图。

图4是表示决定同一实施例的沟部的间隔的正弦函数的概略图。

图5A~图5H是表示同一实施例的超声波探头的制造步骤的概略图。

图6是表示同一实施例的超声波探头的发送声压分布的分布图。

图7是沿着透镜方向切断本发明实施例2的超声波探头而表示的剖视图。

图8是表示本发明实施例3的压电元件的剖视图。

图9是表示本发明实施例4的压电元件的剖视图。

图10是表示本发明实施例5的压电元件的剖视图。

图11是表示本发明实施例6的压电元件的剖视图。

图12是表示本发明实施例7的超声波探头的概略结构的立体图。

图13是沿着透镜方向切断同一实施例的超声波探头而表示的剖视图。

图14是沿着阵列方向切断同一实施例的超声波探头而表示的剖视图。

图15A~图15G是表示同一实施例的超声波探头的制造步骤的概略图。

图16是表示同一实施例的超声波探头的发送声压分布的分布图。

图17是沿着透镜方向切断本发明实施例8的超声波探头而表示的剖视图。

图18是沿着透镜方向切断本发明实施例9的超声波探头而表示的剖视图。

图19是表示本发明实施例10的超声波诊断装置的结构的概略图。

图20是表示以往的超声波探头的发送声压分布的分布图。

具体实施方式

下面，参照附图说明本发明实施例 1~实施例 10。须指出的是，在以下的说明中，关于具有大致相同的功能和结构的构成要素，付与相同的符号，只在必要的时候进行重复说明。

(实施例 1)

下面，参照图 1~图 6 说明本发明实施例 1。

[超声波探头 10A 的结构]

首先，参照图 1~图 4 说明本实施例的超声波探头 10A 的结构。图 1 是表示本发明实施例 1 的超声波探头 10A 的概略结构的立体图，图 2 是沿着透镜方向切断同一实施例的超声波探头 10A 而表示的剖视图，图 3 是沿着阵列方向切断同一实施例的超声波探头 10A 而表示的剖视图。

如图 1~3 所示，该超声波探头 10A 是所谓的 1 维阵列超声波探头，包括具有吸音作用的背面材料 11。该背面材料 11 形成矩形块状，在其一个侧面通过柔性印刷电路板 31 设置有压电元件部件 12A。

压电元件部件 12A 由形成短长方形的多个压电元件 15A(超声波压电元件)构成。这些压电元件 15A 对于第一方向以一定间隔排列，各压电元件 15A 形成发送接收超声波的所谓的通道。下面，把第一方向称作阵列方向。

作为压电元件 15A 的材料，使用压电陶瓷或压电单晶体。须指出的是，各压电元件 15A 在其制造步骤中，在与阵列方向正交的第二方向极化。以下把第二方向称作上下方向。

在各压电元件 15A 的上端面和下端面上分别设置接地电极 23a(电极)和信号电极 23b(电极)。接地电极 23a 和信号电极 23b 由铜箔等金属箔形成，从这些电极 23a、23b 对压电元件 15A 外加驱动电压。

在各压电元件 15A 的上端面上形成多个沟部 20A(沟)。这些沟部 20A 沿着上下方向形成，根据正弦函数 S 决定对于与阵列方向以及

上下方向正交的第三方向的间隔。下面把第三方向称作透镜方向。

图4是表示决定沟部20A的间隔的正弦函数S的概略图。须指出的是，在图4中，横轴表示压电元件15A对于透镜方向的位置（透镜方向的中心部为0），S表示正弦函数的函数曲线。

如图4所示，决定沟部20A对于透镜方向的间隔，从而按照正弦函数S的函数值，随着到达透镜方向的中心而增大，随着到达透镜方向的外侧而减小。

须指出的是，在本实施例中，根据正弦函数S决定沟部20A对于透镜方向的间隔，但是并不局限于此，例如可以是高斯函数（Gaussian）等。

各压电元件15A的信号电极23b分别与柔性印刷电路板31内的多个信号用布线31b（后面描述）电连接。这些信号用布线31b对于阵列方向以一定间隔排列，对于排列在阵列方向上的多个压电元件15A，能分别外加驱动信号。

在压电元件部件12A的上侧面设置有声音匹配部件25A。该声音匹配部件25A由形成短长方形的多个声音匹配层17A构成，各声音匹配层17A与所述各压电元件15A对应配置。

该声音匹配层17A是使压电元件15A和人体的声音阻抗匹配，在本实施例中，由材料不同的第一声音匹配层18A（导电性构件）和第二声音匹配层19A构成，从而声音阻抗从压电元件15A向着人体按阶段性变化。

第一声音匹配层18A由导电性材料形成，其下端面与压电元件15A上的接地电极23a电连接。而第二声音匹配层19A由绝缘性材料形成，其下端面接合在第一声音匹配层18A的上端面上。

须指出的是，在所述实施例中，用第一声音匹配层18A和第二声音匹配层19A构成声音匹配层17A，但是并不局限于此，例如可以只由第一声音匹配层18A的一层构成。

在第二声音匹配层19A的上方覆盖第二声音匹配层19A而设置声透镜22。该声透镜22由具有接近生物的声音阻抗的硅树脂橡胶形

成，利用声音的折射使超声波束收敛，提高分辨率。

在排列在阵列方向的压电元件 15A 间的间隙和形成在各压电元件 15A 上的沟部 20A 的内部填充有环氧等非导电性树脂材料(非导电性粘合剂)。该非导电性树脂材料使压电元件部件 12A 和声音匹配部件 25A 具有机械强度，此外把第一声音匹配层 18A 接合到接地电极 23a 上。

在各第一声音匹配层 18A 的侧面设置接地取出电极 24。这些接地取出电极 24 分别与由导电性材料构成的第一声音匹配层 18A 电连接。其下端部与柔性印刷电路板 31 一体化。而且，也可以用导电性材料形成第二声音匹配层 19A，把第二声音匹配层 19A 与接地取出电极 24 电连接。

柔性印刷电路板 31 为二层构造。在第一层的内部设置接地用布线 31a，在第二层的内部设置对于阵列方向以给定间隔排列的多个信号用布线 31b (所述)。

第一层的顶端部配置在接地取出电极 24 的下端部侧方，与信号用布线 31a 和接地取出电极 24 电连接。另外，第二层的端部如上所述，配置在背面材料 11 和压电元件部件 12A 之间，与信号用布线 31b 和信号电极 23b 电连接。

[超声波探头 10A 的制造步骤]

下面参照图 5A~图 5H 说明所述结构的超声波探头 10A 的制造步骤。图 5A~图 5H 是表示同一实施例的超声波探头 10A 的制造步骤概略图。

如图 5A 所示，最初准备具有第一电极 51 和第二电极 52 的压电体块 53。通过通常的压电体制造方法制造压电陶瓷和压电体结晶等压电材料后，对于压电材料的两侧面实施 Au 等的电镀或溅射(sputter)，把所述压电材料极化，从而取得压电体块 53。

接着，如图 5B 所示，从第一电极 51 一侧沿着阵列方向把压电体块 53 切片。该切片是用于所谓的加权，根据正弦函数 S 的函数值，伴随着到达透镜方向的中心，间隔增大，并且执行到压电体块 53 的中途

部。据此，压电体块 53 的第一电极 51 一侧分割为多个切端 27，在这些切端 27 之间形成沟列 21。

接着，如图 5C 所示，在压电体块 53 上用环氧粘合剂接合第一声音匹配材料 54，电连接第一电极 51 和第一声音匹配材料 54。然后如图 5D 所示，在第一声音匹配材料 54 上接合第二声音匹配材料 55。

接着，如图 5E 所示，在第二电极 52 上接合柔性印刷电路板 31，电连接信号用布线 31b 和第二电极 52。

接着，如图 5F 所示，在接合在压电体块 53 上的柔性印刷电路板 31 上接合背面材料 11，如图 5G 所示，沿着透镜方向从第二声音匹配材料 55 一侧把压电体块 53、第一声音匹配材料 54、第二声音匹配材料 55、柔性印刷电路板 31 切片。

该切片用于所谓的阵列化，执行它，直到对于阵列方向以一定间隔把柔性印刷电路板 31 完全截断。据此，压电体块 53、第一声音匹配材料 54、第二声音匹配材料 55、第一电极 51、第二电极 52、柔性印刷电路板 31 在阵列方向完全分离，在它们之间形成间隙。

通过这 2 次切片，压电体块 53 成为所述多个压电元件 15A，第一声音匹配材料 54 成为所述多个第一声音匹配层 18A，第二声音匹配材料 55 成为所述多个第二声音匹配层 19A，第一电极 51 成为所述多个接地电极 23a，第二电极 52 成为所述多个信号电极 23b，沟列 21 成为所述多个沟部 20A。

须指出的是，即使压电体块 53、第一声音匹配材料 54、第二声音匹配材料 55、第一电极 51、第二电极 52、柔性印刷电路板 31 完全分离，在压电体块 53 上通过柔性印刷电路板 31 接合有背面材料 11，所以各部不会散开分离。

接着，如图 5H 所示，在第二声音匹配层 19A 上接合声透镜 22，在第一声音匹配层 18A 的侧方用导电性粘合剂接合接地取出电极 24。然后最后电连接接地取出电极 24 和柔性印刷电路板 31 的接地用布线 31a。据此，超声波探头 10A 完成。

[基于本实施例的作用]

根据所述结构的超声波探头 10A，使形成在各压电元件 15A 上的多个沟部 20A 停留到压电元件 15A 的中途部。

因此，当对压电体块 53 进行用于加权的切片时，不完全把压电体块 53 分离，能使超声波探头 10A 的制造步骤简单化。

此外形成压电体块 53 后，即在压电材料上形成第一电极 51 和第二电极 52 后，对压电体块 53 进行用于加权的切片。

因此，在超声波探头 10A 的制造步骤中，在非导电性树脂材料上没必要接合第一电极 51，所以能防止第一电极 51 对于压电材料的紧贴强度的下降。据此能提高超声波探头 10A 的可靠性。

但是，通过采用这种结构，接地电极 23a 在压电元件 15A 的各切端 27 分离，在以往的连接法中，接地电极 23a 和接地用布线 31a 的连接成为困难。

但是，在本实施例中，通过用导电性材料形成第一声音匹配层 18A，据此而使接地电极 23a 通用化，并通过该第一声音匹配层 18A 连接接地电极 23a 和接地用布线 31a。

因此，接地用布线 31a 的连接结构和配置结构不会复杂化。从而使超声波探头 10A 的结构简单化，其结果是能简化制造步骤（工序）。

在此，观察从本实施例的超声波探头 10A 发送的超声波的对透镜方向的声场。

图 6 是表示同一实施例的超声波探头 10A 的发送声压分布的分布图，图 20 是表示以往的超声波探头 10A 的发送声压分布的分布图。须指出的是，在这些图中，横轴表示从声透镜 22 测定的超声波探头 10A 的对于轴心线方向的距离，纵轴表示从超声波探头 10A 的轴心线测定的对透镜方向的距离，a~e 表示等声压线（声压的大小关系为 a>b>c>d>e）。

如果比较图 6 和图 20，则使用本实施例的超声波探头 10A 时，各声压线 a~e 接近超声波探头 10A 的轴心线一侧。特别是知道越是象等声压线 d、e 那样位于远离超声波探头 10A 的轴心线位置上的等声压线就越是接近超声波探头 10A 的轴心线一侧。该事实代表从超声波

探头 10A 发送的超声波的对透镜方向的旁瓣减少。

通过使用本实施例的超声波探头 10A 能确认各声压线 a~e 变为平滑的曲线。该事实代表从超声波探头 10A 发送的超声波的透镜方向的声场均匀化。

从以上结果可知，即使象本实施例那样，沟部只形成到压电体块 53 的中途部时，从超声波探头 10A 发送的超声波的对透镜方向的旁瓣也能减少，并且能使透镜方向的声场均匀化。

另外，在超声波探头 10A 的附近，与以往相比，可知等声压线接近超声波探头 10A 的轴心线一侧。这代表从超声波探头 10A 发送的超声波的分辨率上升。

（实施例 2）

下面参照图 7 说明本发明实施例 2。图 7 是沿着透镜方向切断本发明实施例 2 的超声波探头 10B 而表示的剖视图。如图 7 所示，在本实施例的超声波探头 10B 中，在压电元件 15B 的下端面形成多个沟部 20B。

即使采用这种结构，也能取得与实施例 1 同样的效果，即超声波探头 10B 的制造步骤的简单化、超声波探头 10B 的可靠性提高、超声波对于透镜方向的旁瓣的减少、超声波对于透镜方向的声场的均匀化、超声波的分辨率的提高等。

在该结构中，不分割接地电极 23a，所以没必要使第一声音匹配层 18A 为导电性材料。因此，能扩大第一声音匹配层 18A 的材料选定宽度。

须指出的是，在该结构中，虽然信号电极 23b 分割为多个，但是这些信号电极 23b 通过柔性印刷电路板 31 的信号用布线 31b，电公共化。即在本实施例中，信号用布线 31b 作为本发明的导电性构件起作用。

（实施例 3）

下面，参照图 8 说明本发明实施例 3。图 8 是表示本发明实施例 3 的压电元件 15C 的剖视图。如图 8 所示，在本实施例的压电元件 15C

的沟部 20C 中什么都不填充。通过在沟部 20C 中什么都不填充，能防止在压电元件 15C 内传播的超声波在压电元件 15C 内引起声音上的串扰。

(实施例 4)

下面参照图 9 说明本发明实施例 4。图 9 是表示本发明实施例 4 的压电元件 15D 的剖视图。如图 9 所示，本实施例的压电元件 15D 的沟部 20D，底面 26a(底部) 形成圆形，平滑地连接着底面 26a 和侧面 26b。这样，使底面 26a 为圆形，而且平滑地连接沟部 20D 的底面 26a 和侧面 26b，据此对于非导电性树脂材料和压电元件 15D 之间的热膨胀率的差或来自外部的冲击所引起的断裂等能增加机械强度。

须指出的是，在本实施例中，使沟部 20D 的底面 26a 为圆形，但是并不局限于此，如果能平滑地连接底面 26a 和侧面 26b，则底面 26a 的大部分可以是单面。

(实施例 5)

下面，参照图 10 说明本发明实施例 5。图 10 是表示本发明实施例 5 的压电元件 15E 的剖视图。如图 10 所示，形成本实施例的压电元件 15E 的沟部 20E，从而对于透镜方向以一定间隔排列，并且随着到达透镜方向的两侧，渐渐变深。须指出的是，根据正弦函数 S 的函数值决定沟部 20E 的深度。

但是，从压电元件 15E 发送的超声波的强度在沟部 20E 存在减弱的倾向。因此象本实施例那样，随着到达透镜方向的两侧，沟部 20E 渐渐变深，从而能减少透镜方向的声场的旁瓣。

须指出的是，在本实施例中，根据正弦函数的函数值决定沟部 20E 对于透镜方向的深度，但是并不局限于此，可以使用高斯函数。

(实施例 6)

下面参照图 11 说明本发明实施例 6。图 11 是表示本发明实施例 6 的压电元件 15F 的剖视图。如图 11 所示，在压电元件 15F 的上端面和下端面双方彼此相对形成本实施例的压电元件 15F 的沟部 20F。通过这样在压电元件 15F 的上端面和下端面双方形成沟部 20F，能进一

步抑制压电元件 15F 内的声音上的串扰。

此外压电元件 15F 的形状对于上下方向的中心线对称，所以即使与压电元件 15F 在非导电性树脂材料的热膨胀率上存在差距，根据该差，也能抑制压电元件 15F 中产生的翘曲。

(实施例 7)

下面参照图 12~图 16 说明本发明实施例 7。

[超声波探头 10C 的结构]

首先参照图 12~图 14 说明本实施例的超声波探头 10C 的结构。图 12 是表示本发明实施例 7 的超声波探头 10C 的概略结构的立体图，图 13 是沿着透镜方向切断同一实施例的超声波探头 10C 而表示的剖视图，图 14 是沿着阵列方向切断同一实施例的超声波探头 10C 而表示的剖视图。

如图 12~图 14 所示，超声波探头 10C 是所谓的 1 维阵列超声波探头，包括具有吸音作用的背面材料 11。该背面材料 11 形成矩形块状，在其一个侧面通过柔性印刷电路板 31 设置有压电元件部件 12B。

压电元件部件 12B 由形成矩形细棒状的多个压电元件 15a 构成。这些压电元件 15a 对于彼此正交的第一方向和第三方向，分别以给定间隔排列，作为全体，排列为矩阵状。下面把第一方向称作阵列方向，把第二方向称作透镜方向。

对于透镜方向排列的一系列压电元件 15a 用全体构成一个压电元件层 15G (超声波压电元件)。因此，排列在透镜方向的多个压电元件 15a 之间的间隙能视为形成在压电元件层 15G 上的多个沟部 41。须指出的是，各压电元件层 15G 相当于实施例 1~6 中的压电元件 15A~15F。

作为压电元件 15a 的材料，使用压电陶瓷和压电单晶体。须指出的是，各压电元件 15a 在其制造步骤中，在与阵列方向和透镜方向大致正交的第二方向极化。下面把第二方向称作上下方向。

这些压电元件 15a 的与上下方向大致正交的截面积按照图 4 所示的正弦函数 S 的函数值，伴随着到达透镜方向外侧而增大，此外伴随

着到达透镜方向中央部而减小。即配置在透镜方向外侧的压电元件 15a 的截面积比配置在透镜方向中央部的压电元件 15a 的截面积还小。

在各压电元件 15a 的上端面和下端面分别设置接地电极 23a 和信号电极 23b。接地电极 23a 和信号电极 23b 由铜箔等金属箔形成，从这些电极 23a、23b 对压电元件 15a 外加驱动信号。

排列在透镜方向的一系列信号电极 23b 分别通过柔性印刷电路板 31 的信号用布线 31b（后面描述）电连接。这些信号用布线 31b 对于阵列方向以一定间隔排列，对排列在透镜方向的全部压电元件 15a 能外加相同的驱动信号。

各压电元件 15a 中产生的超声波中前进到背面材料 11 的超声波由于背面材料 11 的吸收作用而消失。因此，压电元件 15a 中产生的超声波只前进到背面材料 11 的相反一侧。

另外，当对各信号用布线 31b 外加矩形电压作为驱动信号时，对连接在该信号用布线 31b 上的全部压电元件 15a 外加相同的矩形电压。但是，在本实施例中，在压电元件层 15G 的面积中，对于透镜方向提供疏密，所以换言之，通过在透镜方向中心部使压电元件 15a 的与上下方向大致正交的截面积增大，在透镜方向外侧部减小，调整从各压电元件 15a 产生的超声波强度，所以能取得旁瓣低的声场。

在压电元件部件 12B 的上侧面设置有声音匹配部件 25B。该声音匹配部件 25B 由形成短长方形的多个声音匹配层 17B 构成。各声音匹配层 17B 与所述各声音匹配层 15G 对应配置。

这些声音匹配层 17B 是使压电元件 15a 和被检测者的声音阻抗匹配，由材料不同的第一声音匹配层 18B（声音匹配层）和第二声音匹配层 19B 构成，从而从压电元件 15a 向着人体按阶段性变化。

第一声音匹配层 18B 由导电性材料形成，在其下侧面，与压电元件层 15G 的沟部 41 的位置对应，形成多个沟部 42。另外，在第一声音匹配层 18B 的下侧面形成所述沟部 42，从而形成向压电元件部件 12B 一侧突出的多个矩形细棒部 28。矩形细棒部 28 的下端面分别电连接在压电元件 15a 上的接地电极 23a 上。

第二声音匹配层 19B 形成短长方形，分别接合在第一声音匹配层 18B 的上侧面上，作为第二声音匹配层 19B 的材料，使用绝缘性材料。

在第二声音匹配层 19B 的上侧面上覆盖全部第二声音匹配层 19B 设置声透镜 22。该声透镜 22 是以具有接近生物的声音阻抗的硅树脂橡胶等作为材料的透镜，利用声音的折射，使超声波束收敛，提高分辨率。

在第一声音匹配层 18B 的侧面设置接地取出电极 24。该接地取出电极 24 对于由导电性材料构成的第一声音匹配层 18B，电连接，下端部与配置在背面材料 11 的侧面一侧的柔性印刷电路板 31 连接（后面描述）。

该柔性印刷电路板 31 为二层构造，在第一层的内部设置接地用布线 31a，在第二层的内部设置对于阵列方向以给定间隔排列的多个所述信号用布线 31b。

第一层的顶端部配置在接地取出电极 24 的下端部侧方，与接地用布线 31a 和接地取出电极 24 电连接。另外，第二层的顶端部如上所述，配置在背面材料 11 和压电元件部件 12B 之间，与信号用布线 31b 和排列在透镜方向的一系列信号电极 23b 电连接。

[超声波探头 10C 的制造步骤]

下面参照图 15A~图 5G 说明所述结构的超声波探头 10C 的制造步骤。图 15A~图 15G 是表示同一实施例的超声波探头 10C 的制造步骤概略图。

如图 15A 所示，最初准备具有第一电极 51 和第二电极 52 的压电体块 53。通过通常的压电体制造方法制造压电陶瓷和压电体结晶等压电材料后，对于压电材料的两侧面，作为第一、第二电极 51、52，实施 Au 等的电镀或溅射，最后把所述压电材料极化，从而取得该压电体块 53。

接着，如图 15B 所示，在第一电极 51 上接合第一声音匹配材料 54，沿着阵列方向从第二电极 52 一侧把压电体块 53 和第一声音匹配材料 54 切片。

该切片是用于所谓的加权，根据正弦函数 S 的函数值，伴随着到达透镜方向中心部，间隔增大，并且执行到第一声音匹配材料 54 的中途部。

据此，如图 15C 所示，在压电体块 53 和第一声音匹配材料 54 上形成用于加权的沟部 38。须指出的是，该沟部 38 通过以后的用于阵列化的切片，变为沟部 41、42。

接着，如图 15D 所示，在第一电极 51 上用环氧树脂等非导电性粘合剂接合柔性印刷电路板 31，通过信号用布线 31b 电连接在透镜方向分割的第二电极 52。

接着，如图 15E 所示，在接合在压电体块 53 上的柔性印刷电路板 31 和第一声音匹配材料 54 上分别接合背面材料 11 和第二声音匹配材料 55，沿着透镜方向从第二声音匹配材料 55 一侧把压电体块 53、第一声音匹配材料 54、第二声音匹配材料 55 切片。

该切片用于所谓的阵列化，执行它，直到对于阵列方向以一定间隔把柔性印刷电路板 31 完全截断。据此，压电体块 53、第一声音匹配材料 54、第二声音匹配材料 55、第一电极 51、第二电极 52、柔性印刷电路板 31 在阵列方向完全分离。

通过这 2 次切片，如图 15F 所示，压电体块 53 成为所述多个压电元件 15，第一声音匹配材料 54 成为所述多个第一声音匹配层 18B，第二声音匹配材料 55 成为所述多个第二声音匹配层 19B，第一电极 51 成为所述多个接地电极 23a，第二电极 52 成为所述多个信号电极 23b，沟部 38 成为所述多个沟部 41、42。

须指出的是，即使压电体块 53、第一声音匹配材料 54、第二声音匹配材料 55、第一电极 51、第二电极 52、柔性印刷电路板 31 完全分离，在压电体块 53 上通过柔性印刷电路板 31 接合有背面材料 11，所以各部不会散开分离。

接着，如图 15G 所示，在第二声音匹配层 19B 上接合声透镜 22，并且在第一声音匹配层 18B 的侧方用环氧树脂等非导电性粘合剂接合接地取出电极 24，电连接接地取出电极 24 和柔性印刷电路板 31 的接

地用布线 31a。据此，超声波探头 10C 完成。

须指出的是，当在第一声音匹配层 18B 上用环氧树脂等非导电性粘合剂接合接地取出电极 24 时，可以把它们一起放入真空炉中，用非导电性粘合剂填充沟部 41、42 内或压电元件层 15G 之间。另外，可以使用薄膜状粘合剂等把沟部 41、42 内或压电元件层 15G 之间保持中空。

[基于本实施例的作用]

所述结构的超声波探头 10C，在进行用于加权的切片时，不仅导电体块 53，沟部 38 一直形成到第一声音匹配材料 54。因此，从压电元件 15 产生的超声波在第一声音匹配层 18B 内不发生声音串扰，所以能减少透镜方向的声场的旁瓣。并且使以往进行的用于加权的切片只比此前稍微加深，即只执行到第一声音匹配材料 54 的中途部，所以没必要使装置和制造步骤复杂化。

图 16 是表示同一实施例的超声波探头 10C 的发送声压分布的分布图，图 20 是表示以往超声波探头的发送声压分布的分布图。须指出的是，在这些图中，横轴表示超声波探头 10C 对于轴心线方向的离声透镜 22 的距离，纵轴表示对于透镜方向的超声波探头 10C 离轴心线的距离，a~e 表示等声压线（声压的大小关系为 a>b>c>d>e）。

如果比较图 16 和图 20，则使用本实施例的超声波探头 10C 时，由超声波的发射而产生的各声压线 a~e 接近超声波探头 10C 的轴心线一侧。

特别是知道越是象等声压线 d、e 那样位于远离超声波探头 10C 的轴心线的等声压线，越接近超声波探头 10C 的轴心线一侧。该事实代表从超声波探头 10C 发送的超声波的对透镜方向的旁瓣减少。

在超声波探头 10C 的附近，与以往相比，等声压线相当接近超声波探头 10C 的轴心线一侧。该事实代表从超声波探头 10C 发送的超声波的分辨率上升。

另外，通过采用这种结构，接地电极 23a 分离到各压电元件 15，在以往的连接法中，接地电极 23a 和接地用布线 31a 的连接变的困难。

但是，在本实施例中，由导电性材料形成第一声音匹配层 18B。并且在进行加权的切片时，通过剩下第一声音匹配层 18B 的一部分，使接地电极 23a 公共化，通过第一声音匹配层 18B 连接接地电极 23a 和接地用布线 31a。

因此，接地用布线 31a 的连接构造和配置构造不复杂化，能使超声波探头 10C 的结构单纯化，使制造步骤简单化。

（实施例 8）

下面参照图 17 说明本发明实施例 8。在本实施例的超声波探头 10D 中，在对压电体块 53 和第一声音匹配材料 54 进行用于加权的切片时，不是从第二电极 52 一侧，而从第一声音匹配材料 54 执行到压电体块 53 的中途部。

即使采用这种结构，压电体块 53 和第一声音匹配材料 54 剩下压电体块 53 的背面材料 11 一侧的一部分，分离，所以与实施例 7 同样能减少透镜方向的声场的旁瓣。

但是在本实施例中，完全分离第一声音匹配材料 54。因此，从各压电元件层 15G 的全部接地电极 23a 取得接地连接，所以如图 17 所示，在第一声音匹配层 18B 和第二声音匹配层 19B 之间配置公共化电极 60，通过该公共化电极 60，使多个接地电极 23a 公共化。通过这样，能简单地进行分割的多个接地电极 23a 和柔性印刷电路板 31 的接地用电极 31a 的电连接。

（实施例 9）

下面，参照图 18 说明本发明实施例 9。图 18 是沿着透镜方向切断本发明实施例 9 的超声波探头 10E 而表示的剖视图。在本实施例的超声波探头 10E 中，不仅对压电体块 53 和第一声音匹配材料 54，对于第二声音匹配材料 55 也进行切片。该切片从第二声音匹配材料 55 执行到压电体块 53 的中部。

根据这种结构，能防止从压电元件层 15G 发送的超声波在第二声音匹配层 19B 内引起声音串扰，所以能进一步减少透镜方向的声场的旁瓣。

但是，在本实施例中，第一声音匹配材料 54 和、第二声音匹配材料 55 完全分割。因此，从各压电元件层 15G 的全部电极 23a 取得接地连接，如图 18 所示，用导电性材料形成第二声音匹配材料 55，在第二声音匹配材料 55 和声透镜 22 之间配置公共化电极 60。通过这样，能简单地进行分割的多个接地电极 23a 和柔性印刷电路板 31 的接地用电极 31a 的电连接。

（实施例 10）

下面参照图 19 说明本发明实施例 10。

[超声波诊断装置的结构]

首先参照图 19 说明本实施例的超声波装置的结构。图 19 是表示本发明实施例 10 的超声波诊断装置的结构的概略图。

如图 19 所示，该超声波诊断装置具有实施例 1 的超声波探头 10A、收发部 110、图象处理部 120、显示部 130、控制部 140、操作部 150。

收发部 110 对超声波探头 10A 输出驱动信号，并且输入与超声波探头 10A 接收的反射波相应的接收信号。图象处理部 120 从收发部 110 输入接收信号，根据该接收信号构成图象信号。显示部 130 从图象处理部 120 输入图象信号，根据该图象信号显示图象。控制部 140 从操作部 150 输入操作信息，根据该操作信息，控制收发部 110、图象处理部 120、显示部 130。

[超声波诊断装置的使用方法]

当使用所述结构的超声波诊断装置时，医疗从业者拿着超声波探头 10，把设置在其顶端部的声透镜 22 接触被检测者 h 的检查部位。接着从超声波探头 10 对被检测者 h 发送超声波，接收在被检测者 h 体内反射的超声波。然后根据接收的超声波，生成表示被检测者 h 的内部构造的超声波图象，显示到显示部 130。诊断者一边观察显示部 130 上显示的图象，一边进行被检测者 h 的诊断。

根据所述结构的超声波诊断装置，使用能减少透镜方向的旁瓣，能使透镜方向的声场均匀化，并且透镜方向的分辨率提高的超声波

探头 10A。因此，能取得被检测者 h 的体内的鲜明的内部图象，所以与使用以往的超声波诊断装置时相比，能进行更精密的诊断。

须指出的是，在本实施例中，把实施例 1 的超声波探头 10A 应用于超声波诊断装置，但是并不局限于此，使用各实施例中描述的超声波探头 10B~10E，也能取得很好的效果。

另外，把实施例 1、2 的超声波探头 10A、10B 应用于超声波诊断装置中时，代替压电元件 15A、15B，也可以使用实施例 3~6 的压电元件 15B~15F。

须指出的是，本发明并不局限于所述实施例，在实施阶段中，在不脱离其宗旨的范围中，能把构成要素变形，具体化。此外通过所述实施例中描述的多个构成要素的适宜的组合，也能形成各种发明。例如可以从实施例中表示的全部构成要素删除几个构成要素。可以适宜组合跨不同实施例的构成要素。

本发明并不局限于在此所表示和描述的特殊细节和代表性实施例，对本领域技术人员来说，通过上述描述和实施例而取得附加利益以及对其进行各种修改是很容易的。因此，在不脱离本发明精神和宗旨的前提下所进行的各种修改和变形都应属于本发明的保护范围。

本申请基于 2004 年 4 月 16 日提出的在先日本专利申请 No. 2004-122060 和 No.2004-122061， 并从中要求优先权的利益，通过参照而将它们的全部内容并入于此。

图 1

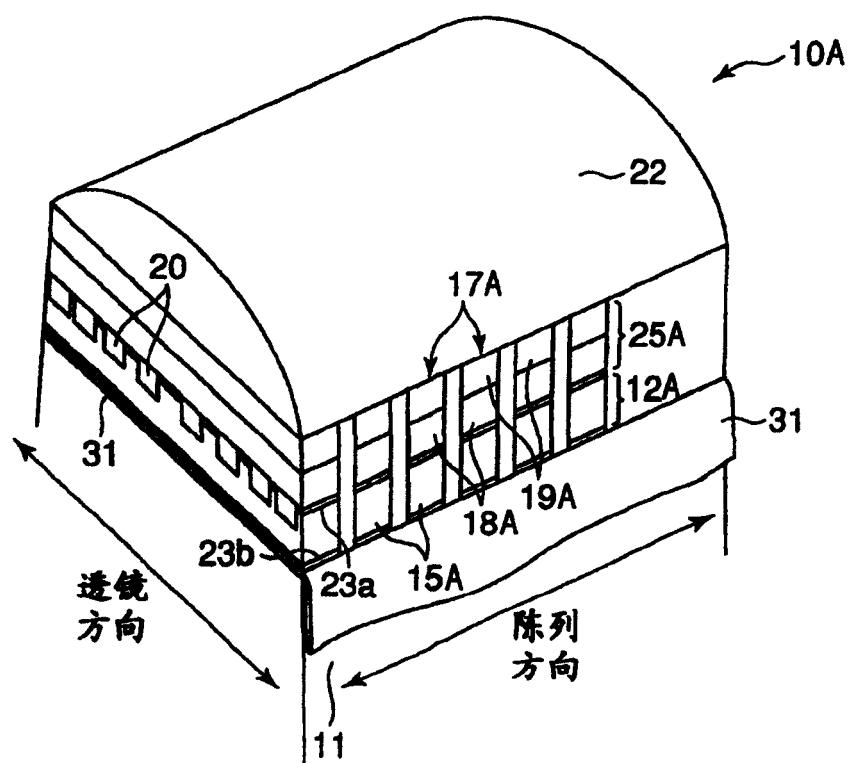


图 2

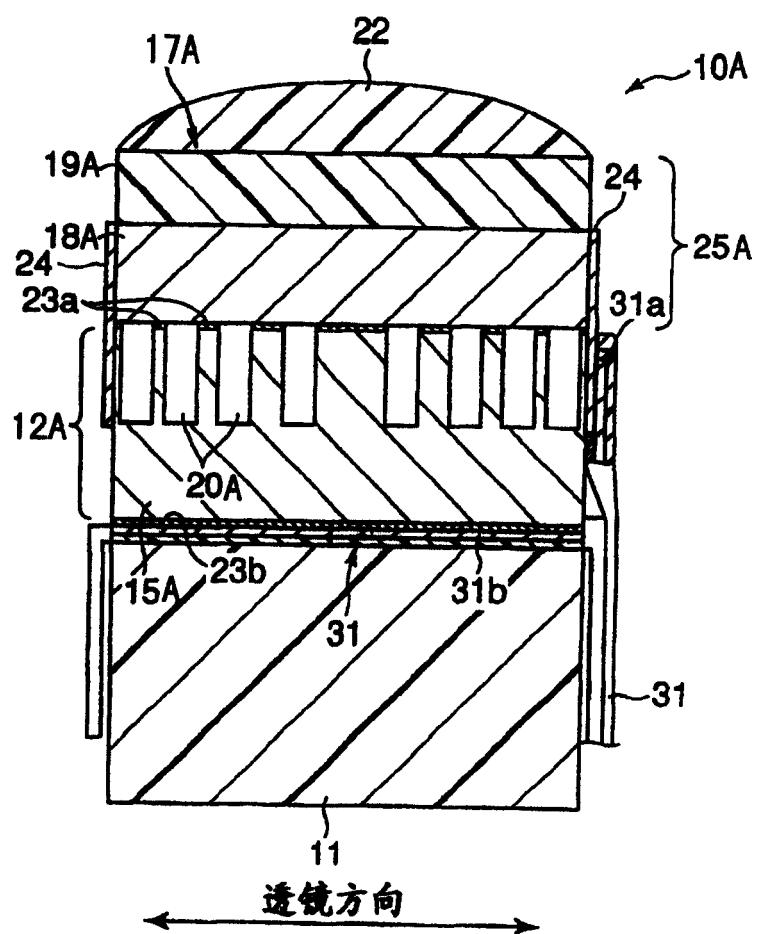


图 3

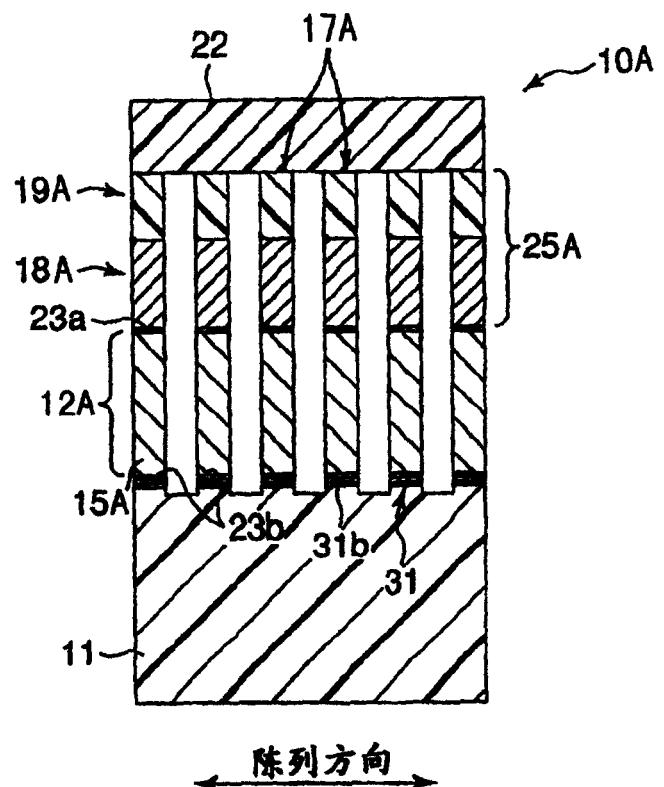


图 4

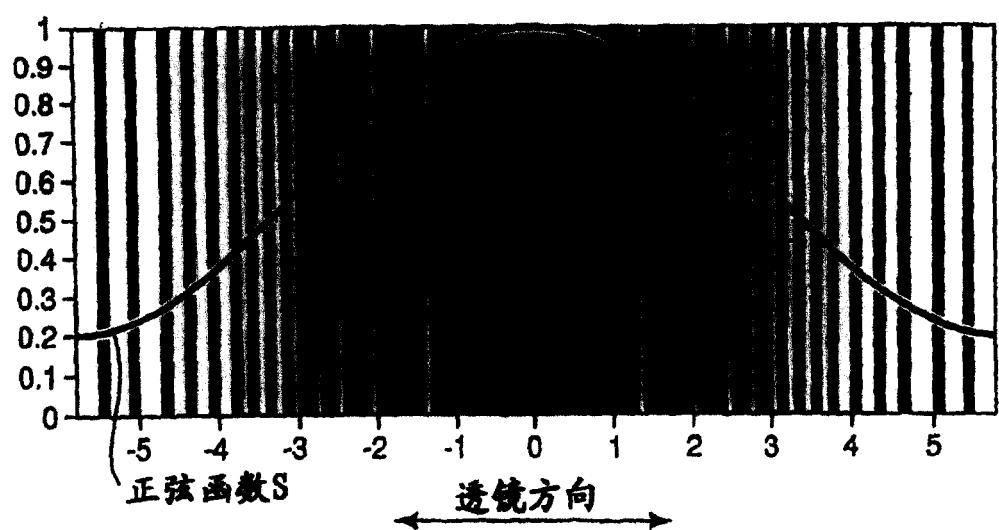


图 5A

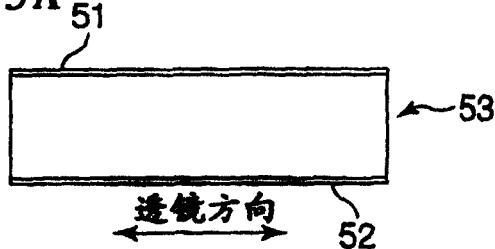


图 5B

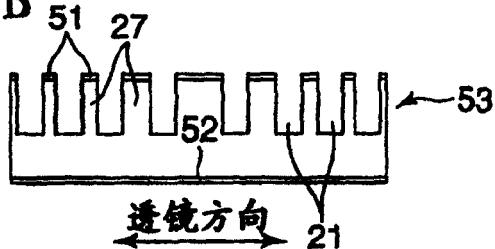


图 5C

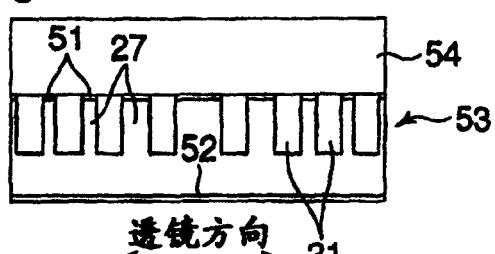


图 5D

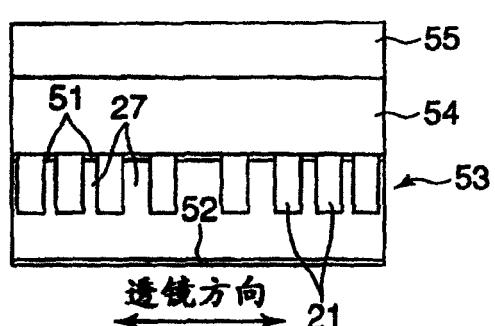


图 5E

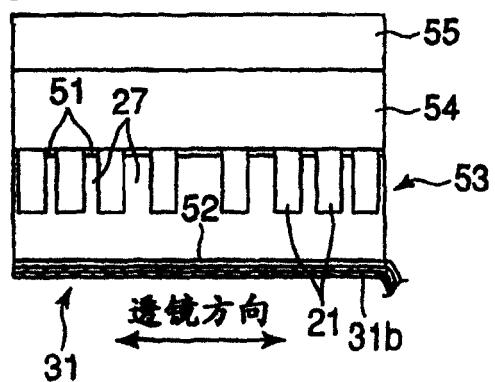


图 5F

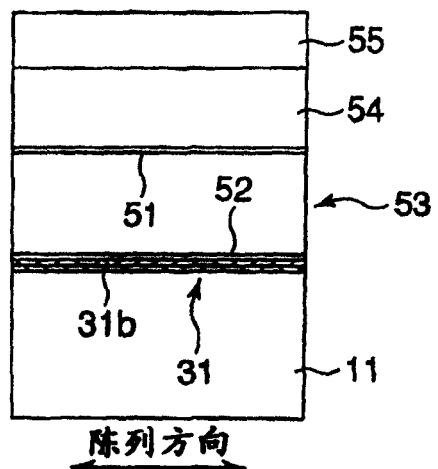


图 5G

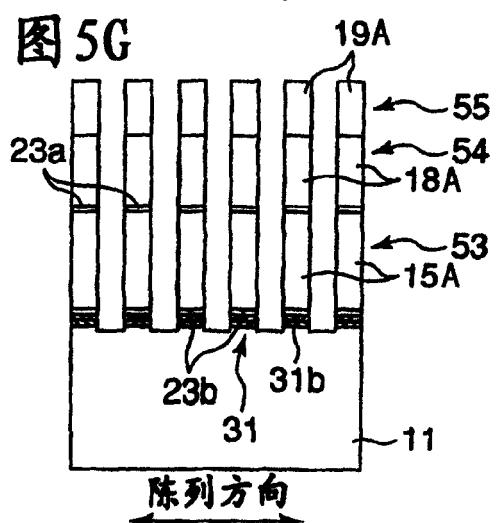


图 5H

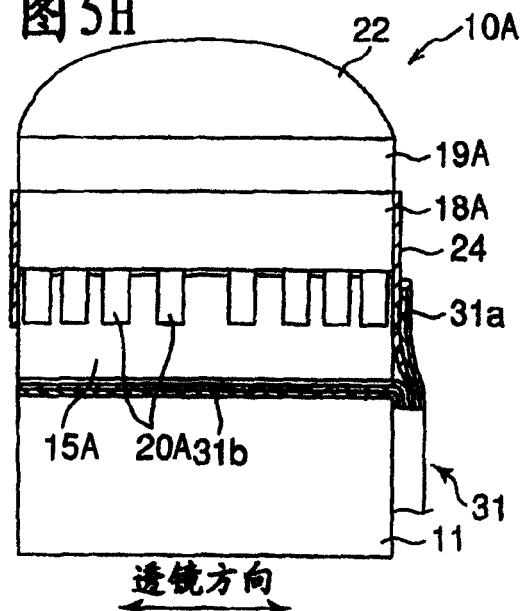


图 6

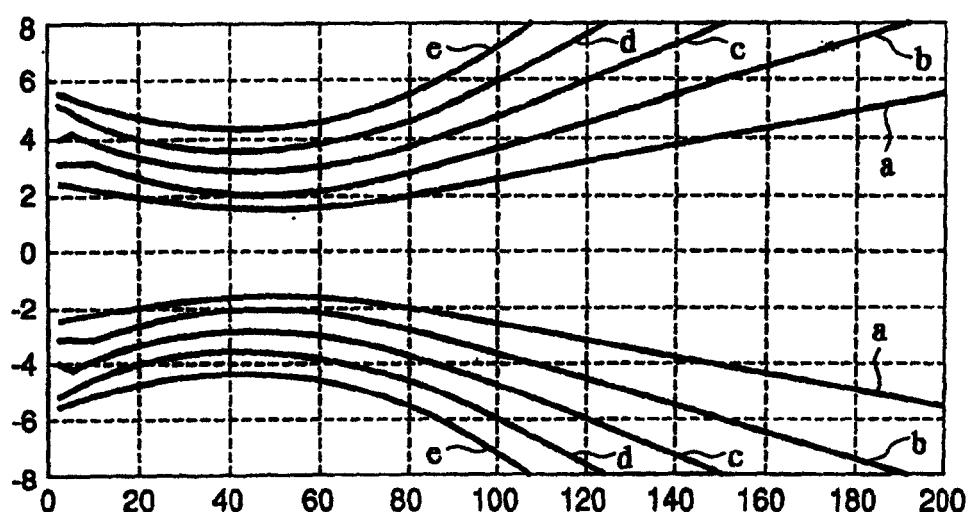


图 7

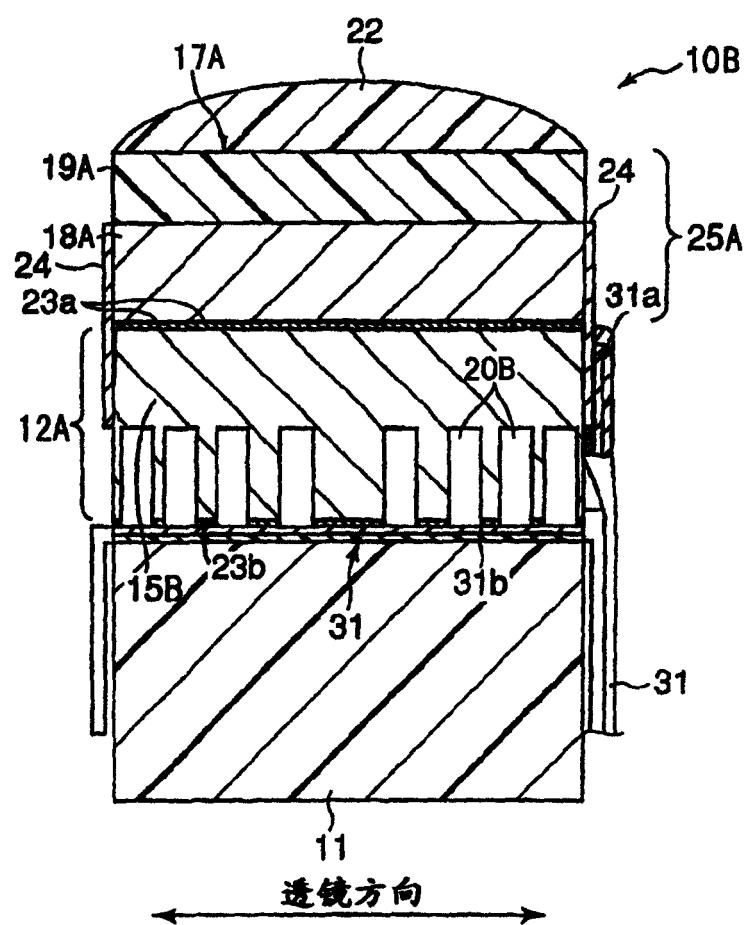


图8

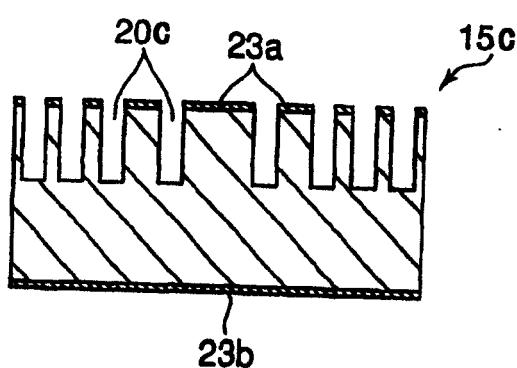


图 9

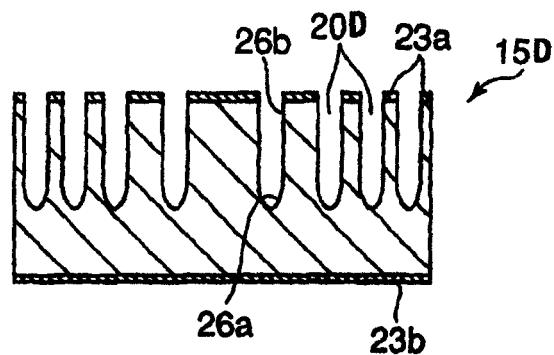


图 10

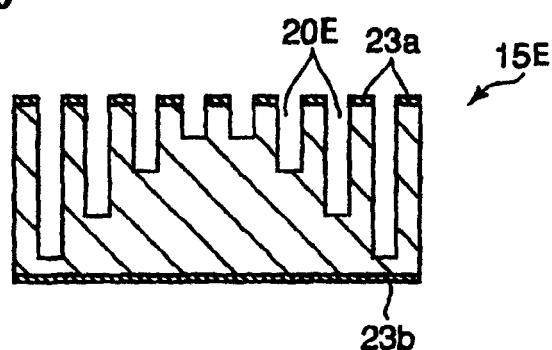


图 11

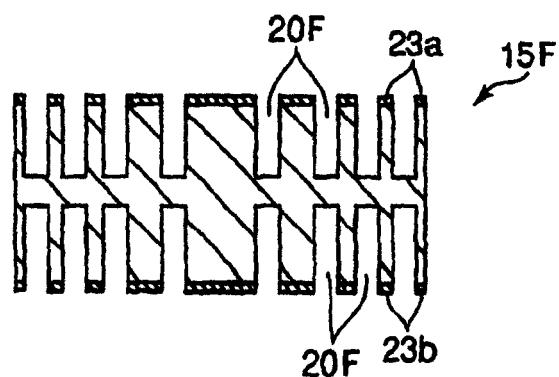


图 12

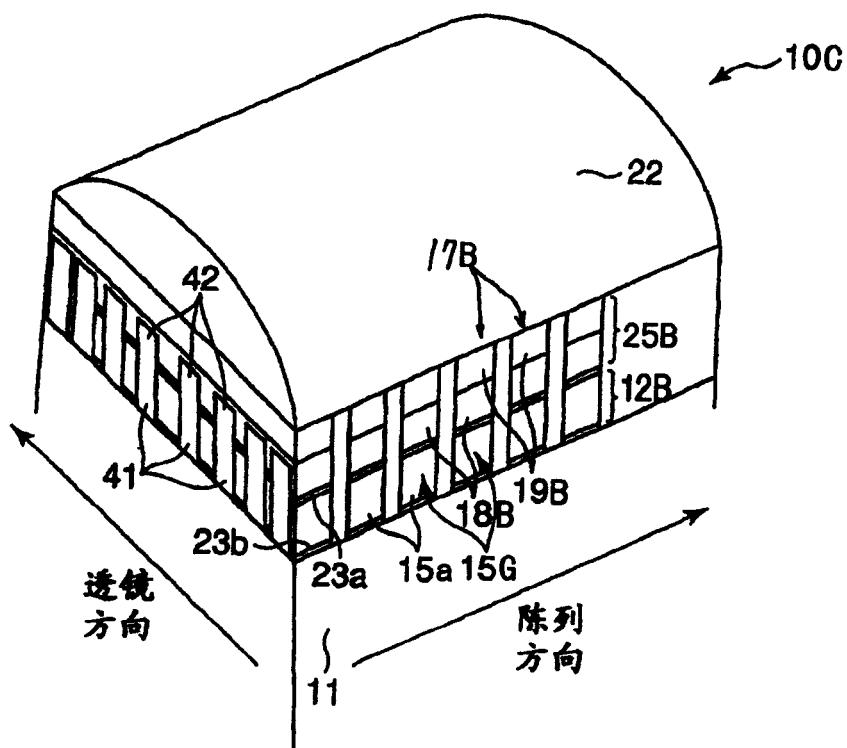


图13

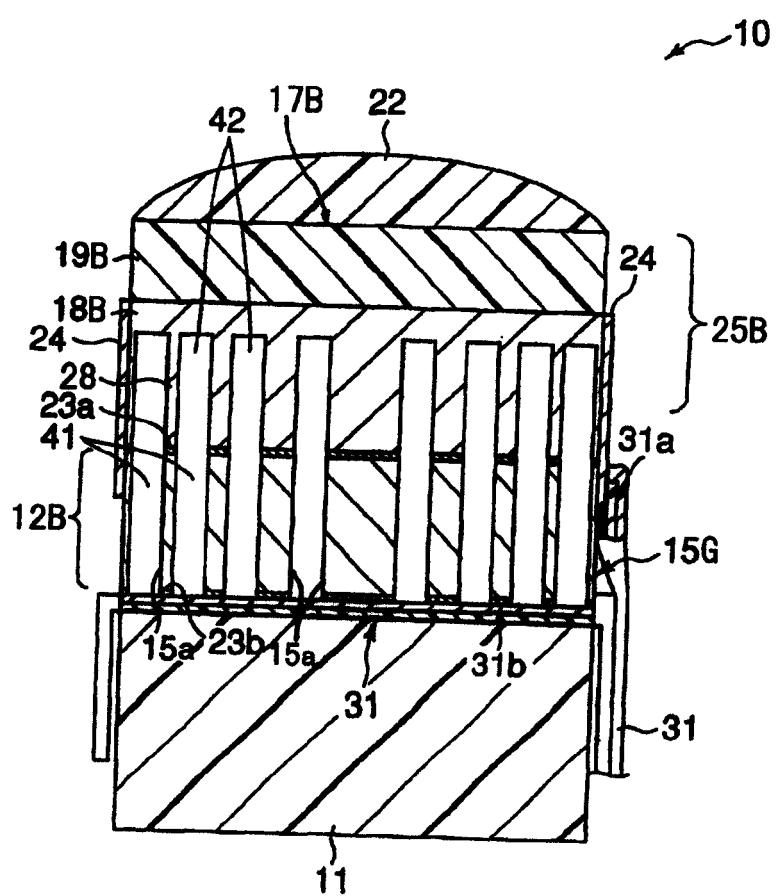


图14

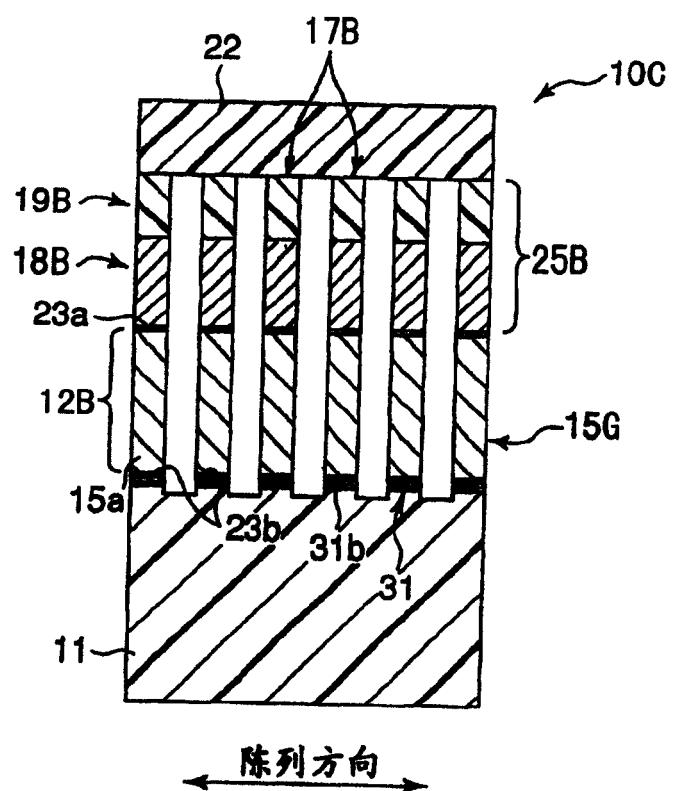


图15A

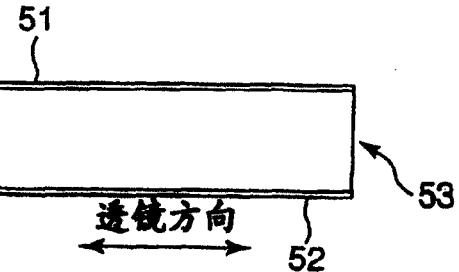


图15B

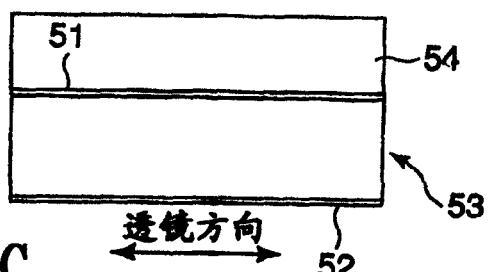


图15C

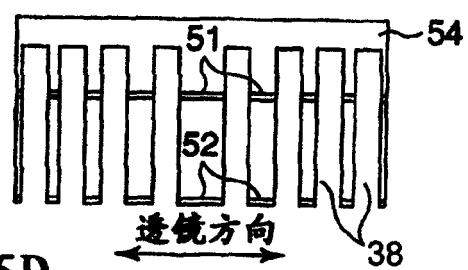


图15D

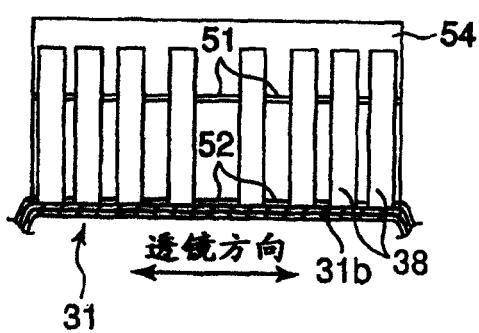


图15E

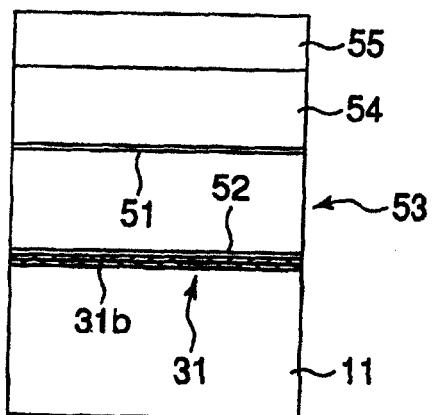


图15F

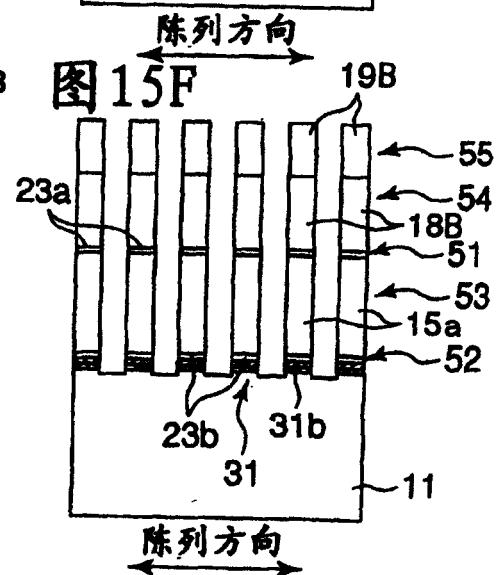


图15G

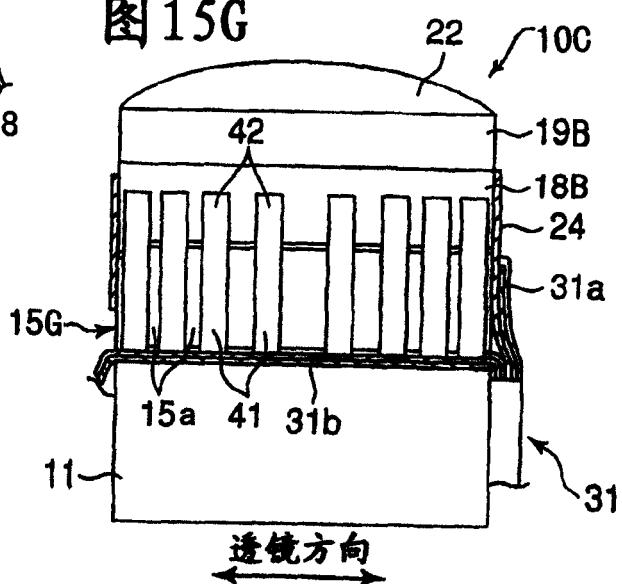


图 16

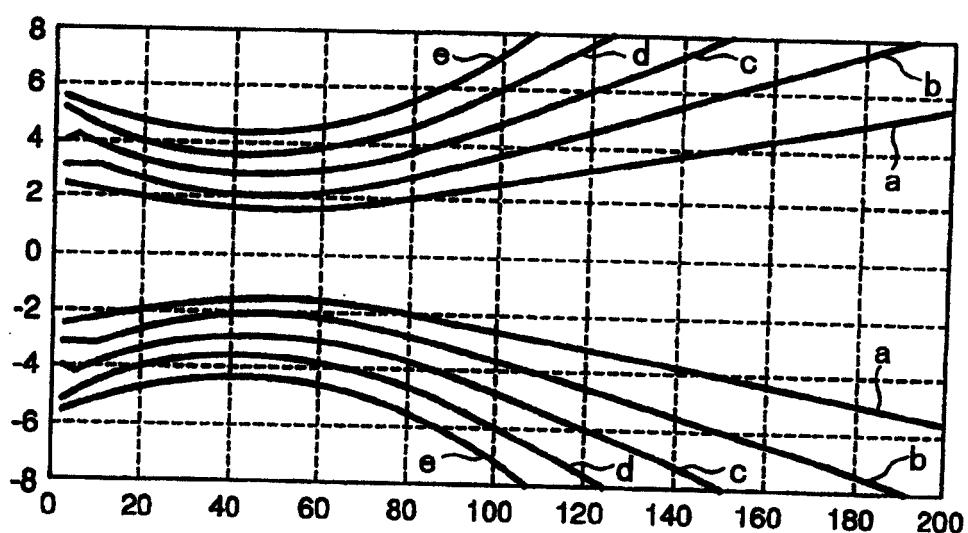


图17

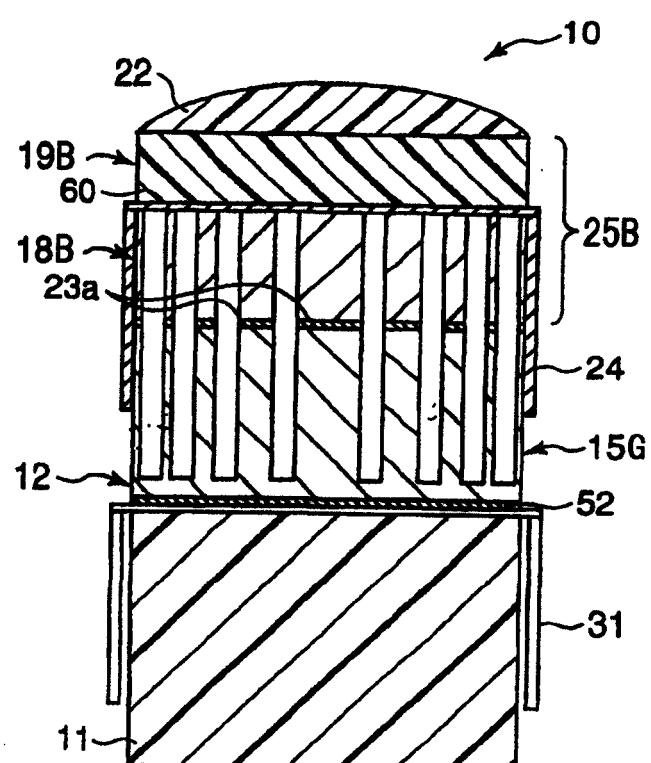


图18

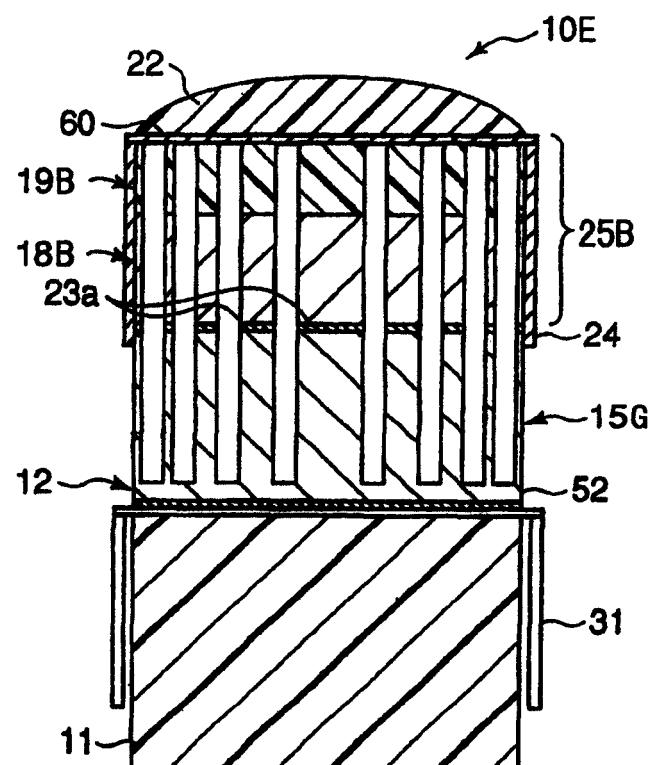


图19

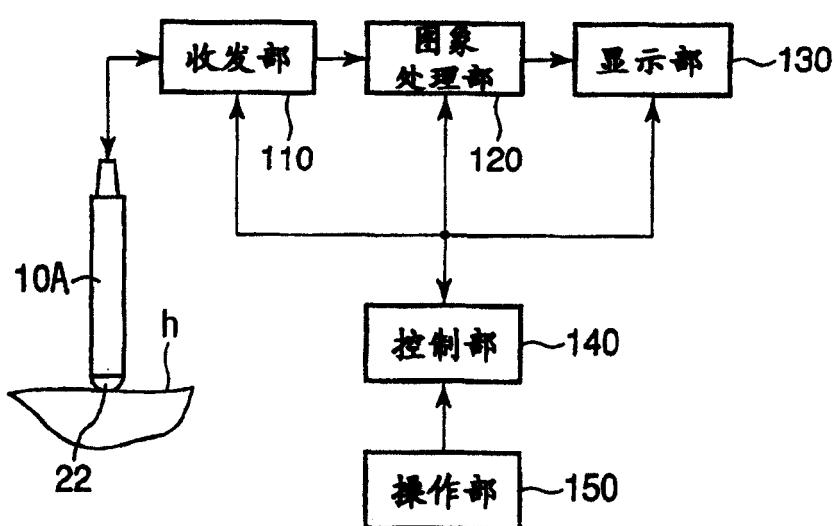
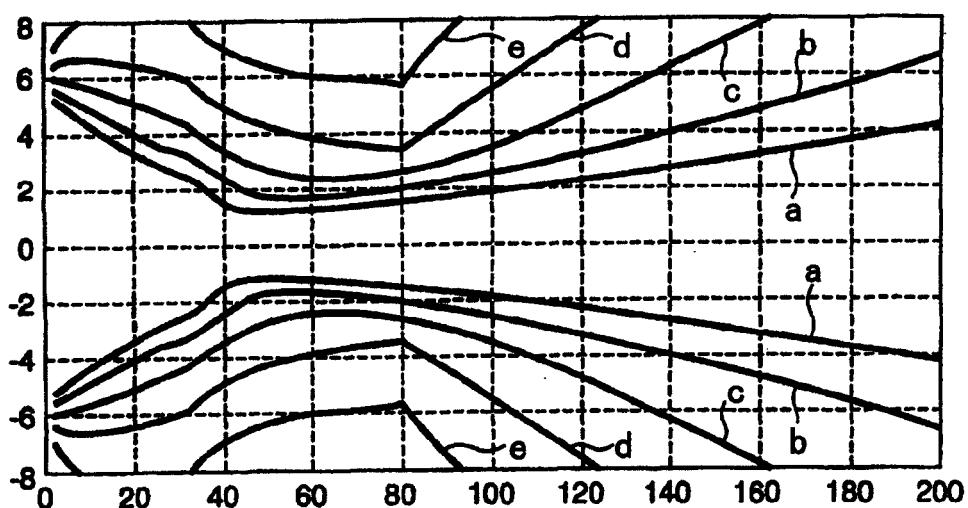


图 20



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN100479760C	公开(公告)日	2009-04-22
申请号	CN200510065560.6	申请日	2005-04-15
[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	小川隆士 武内俊 芝本弘一 中村寿 四方浩之 佐藤太平		
发明人	小川隆士 武内俊 芝本弘一 中村寿 四方浩之 佐藤太平		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00 A61B8/14 B06B1/06 G10K11/26 G10K11/30		
CPC分类号	G10K11/30 B06B1/067 G10K11/26 B06B1/0629		
代理人(译)	李德山		
审查员(译)	路凯		
优先权	2004122060 2004-04-16 JP 2004122061 2004-04-16 JP		
其他公开文献	CN1682663A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种超声波探头，具有对第一方向以给定间隔排列，对与所述第一方向大致正交的第二方向发送接收超声波的超声波压电元件；所述各超声波压电元件在所述各超声波压电元件的与所述第二方向大致正交的2端面中的至少一方端面上具有与所述第一方向平行并且不贯通的多个沟，通过所述多个沟各自的形状或配置，对与所述第一方向和所述第二方向正交的第三方向加权来进行所述超声波的发送接收，并且在所述各超声波压电元件的具有沟的端面上，沿着所述第三方向接合导电性构件。

