



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102959993 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 06

(21) 申请号 201280001712. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 02. 13

H04R 17/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/00 (2006. 01)

2011-095527 2011. 04. 21 JP

2011-095526 2011. 04. 21 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 12. 17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/000940 2012. 02. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/144117 JA 2012. 10. 26

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 楠龟弘一 小椋高志 永田贵之

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王成坤 胡建新

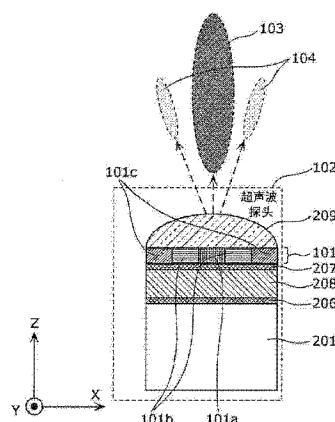
权利要求书 3 页 说明书 22 页 附图 20 页

(54) 发明名称

超声波探头和超声波诊断装置

(57) 摘要

超声波探头(102)的超声波的传播效率较高，并且能够取得清晰度较高的超声波诊断图像，超声波振子具有：压电体(208)，产生超声波；以及第一匹配层(101)，从压电体(208)观察配置在规定方向上，用于进行压电体(208)与被检体的声匹配，第一匹配层(101)具有规定方向的厚度恒定、在与规定方向垂直的方向上排列的、包含超声波的透射率的频率特性相互不同的至少 2 个匹配区域的多个匹配区域(101a、101b、101c)。



1. 一种超声波探头,用于对被检体进行超声波诊断,且具有超声波振子,其中,所述超声波振子具有:  
压电体,产生超声波;以及  
第一匹配层,从所述压电体观察配置在规定方向上,用于进行所述压电体与所述被检体的声匹配,  
所述第一匹配层具有所述规定方向的厚度恒定、在与所述规定方向垂直的方向上排列的、包含超声波的透射率的频率特性相互不同的至少2个匹配区域的多个匹配区域。
2. 如权利要求1所述的超声波探头,其中,  
所述多个匹配区域包含密度相互不同的至少2个匹配区域。
3. 如权利要求1所述的超声波探头,其中,  
所述第一匹配层包含声阻抗相互不同的多个匹配部件,所述多个匹配部件中的至少1个匹配部件具有与所述规定方向平行的多个尖细形状,  
所述尖细形状的粗细在所述规定方向上连续增加或减少。
4. 如权利要求3所述的超声波探头,其中,  
所述多个匹配区域中的1个匹配区域中的与所述规定方向垂直的表面的每单位面积的所述尖细形状的个数与其他匹配区域的该表面的每单位面积的所述尖细形状的个数不同。
5. 如权利要求3所述的超声波探头,其中,  
所述匹配区域中的具有所述尖细形状的匹配部件在所述规定方向上的大小与其他匹配区域中的所述尖细形状在所述规定方向上的大小不同。
6. 如权利要求3所述的超声波探头,其中,  
所述匹配区域中的具有所述尖细形状的匹配部件在所述匹配区域的排列方向上的宽度与其他匹配区域中的具有所述尖细形状的匹配部件在所述匹配区域的排列方向上的宽度不同。
7. 如权利要求1所述的超声波探头,其中,  
所述第一匹配层的表面和背面中的远离所述压电体的面是平面。
8. 如权利要求1~6中的任意一项所述的超声波探头,其中,  
所述第一匹配层具有在所述规定方向上层叠的多个匹配部层,  
所述多个匹配部层中的至少1个匹配部层具有在与所述规定方向垂直的方向上排列的、超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。
9. 如权利要求8所述的超声波探头,其中,  
所述多个匹配部层中的每一个匹配部层在所述规定方向上的厚度恒定。
10. 如权利要求1所述的超声波探头,其中,  
所述第一匹配层由以规定混合率混合了多个材料而得到的混合物形成,  
所述匹配区域中的混合率与其他匹配区域中的混合率不同。
11. 如权利要求1所述的超声波探头,其中,  
所述第一匹配层包含烧结材料。
12. 如权利要求1所述的超声波探头,其中,  
所述第一匹配层至少包含银、铜和丙烯系的材料中的至少1种材料以及二氧化硅。

13. 如权利要求 1 所述的超声波探头, 其中,  
所述第一匹配层包含粒径相互相差 5 倍以上的多个粒子作为材料。
14. 如权利要求 1 ~ 10 中的任意一项所述的超声波探头, 其中,  
在所述匹配区域的排列方向上的所述匹配区域的宽度为所述超声波诊断中使用的超声波的波长以上。
15. 如权利要求 2 所述的超声波探头, 其中,  
调和 1 微米以下的粒径的金属纳米粒子, 使该第一匹配层中的至少一部分金属整体化, 通过金属纳米粒子的调和比例决定该第一匹配层的密度。
16. 如权利要求 1 所述的超声波探头, 其中,  
所述超声波振子还具有：  
衬垫部件, 相对于所述压电体配置在配置有所述第一匹配层的一侧的相反侧, 用于吸收超声波; 以及  
第二匹配层, 配置在所述衬垫部件与所述压电体之间, 具有在与所述规定方向垂直的方向上排列的、透射的超声波的频率不同的多个匹配区域。
17. 如权利要求 1 所述的超声波探头, 其中,  
所述超声波振子还具有：  
衬垫部件, 相对于所述压电体配置在配置有所述第一匹配层的一侧的相反侧, 用于吸收超声波; 以及  
高反射层, 配置在所述衬垫部件与所述压电体之间, 具有反射超声波的性质。
18. 如权利要求 1 ~ 17 中的任意一项所述的超声波探头, 其中,  
多个所述超声波振子排列成一维阵列状,  
在多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中, 与所述匹配区域的排列方向上的两端部的所述匹配区域透射的超声波的频率的平均值即平均频率相比, 所述排列方向上的中央部的所述匹配区域透射的超声波的所述平均频率较低。
19. 如权利要求 1 ~ 17 中的任意一项所述的超声波探头, 其中,  
多个所述超声波振子排列成一维阵列状,  
在多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中, 与所述匹配区域的排列方向上的两端部的所述匹配区域透射的超声波的频率的平均值即平均频率相比, 所述排列方向上的中央部的所述匹配区域透射的超声波的所述平均频率较高。
20. 如权利要求 1 ~ 17 中的任意一项所述的超声波探头, 其中,  
多个所述超声波振子排列成一维阵列状,  
多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中的所述匹配区域的顺序与其他超声波振子中的所述匹配区域的顺序不同。
21. 如权利要求 1 ~ 17 中的任意一项所述的超声波探头, 其中,  
多个所述超声波振子排列成一维阵列状,  
多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中的所述匹配区域的顺序的超声波探头中的排列模式为周期性的。
22. 一种超声波诊断装置, 具有：  
权利要求 1 ~ 21 中的任意一项所述的超声波探头; 以及

诊断装置,生成用于使所述压电体产生超声波的信号,根据所述超声波探头从被检体接收到的信号生成超声波诊断图像。

## 超声波探头和超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探头和超声波诊断装置。特别涉及用于对被检体进行超声波诊断的具有超声波振子的超声波探头和超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域中,为了观察被检体内部并进行诊断,开发了各种摄像技术。特别地,通过收发超声波而取得被检体的内部信息的超声波摄像能够实时进行图像观察,而且,与 X 线照片或 RI (radio isotope) 闪烁照相机等的其他医用图像技术不同,不会被放射线照射。因此,超声波摄像作为安全性高的摄像技术,除了利用于产科领域中的胎儿诊断以外,还利用于包含妇科系统、循环器官系统、消化器官系统等的广泛领域中。超声波摄像利用超声波在声阻抗不同的区域的边界(例如构造物的边界)进行反射的性质的图像生成技术,将超声波射束发送到人体等的被检体内,接收在被检体内产生的超声波回波,求出产生超声波回波的反射点或反射强度,由此,提取存在于被检体内的构造物(例如内脏或病变组织等)的轮廓。

[0003] 在进行这种超声波摄像的装置(被称为超声波诊断装置、超声波摄像装置等)中,作为发送和接收超声波的超声波传感器,一般使用在以 PZT(锆钛酸铅:Pb(lead)zirconate titanate)为代表的压电陶瓷或以 PVDF(聚偏二氟乙烯:polyvinylidene difluoride)为代表的高分子压电材料等的压电体的两面形成电极的振子(压电振子)。

[0004] 图 2 是一维阵列型超声波探头的一例的概略图。如图 2 所示,一维阵列型的超声波探头 403 具有:具有压电体 208、信号电极 206、接地电极 207 和匹配层 203 的多个超声波振子 205;衬垫(Backing) 201;接地布线 202;信号布线 204;声透镜 209。

[0005] 所有的接地电极 207 与一根接地布线 202 连接。信号电极 206 分别连接不同的信号布线 204。信号电极 206 和接地电极 207 粘接在压电体 208 的相互面对的一对表面上。设从信号电极 206 针对接地电极 207 的朝向为 +Z。在接地电极 207 的 +Z 侧具有匹配层 203。

[0006] 如图 2 所示,一维阵列型的超声波探头 403 的多个超声波振子 205 在吸收声波的衬垫部件 201 的 +Z 侧排列成一维阵列状。并且,在超声波振子 205 的更靠 +Z 侧具有声透镜 209,构成为通过声透镜 209 对被检体(图略)放射超声波。

[0007] 对各个超声波振子 205 的 2 个电极 207 和 206 施加电压时,由于压电效应而使压电体 208 伸缩,产生超声波。如上所述,多个超声波振子 205 排列成一维(或二维状),通过依次驱动各超声波振子,能够形成在规定方向上发送的超声波射束。并且,超声波振子接收在被检体内反射而返回的超声波而进行伸缩,从而产生电信号。该电信号被用作超声波的接收信号。

[0008] 图 4 是超声波诊断装置的一例的概略图。如图 4 所示,具有超声波探头 403 的超声波诊断装置 401 构成为,利用缆线 405 连接超声波探头 403 和诊断装置主体 404。诊断装置主体 404 经由缆线 405 对超声波探头 403 发送用于使超声波振子振动的信号,并且,根据来自超声波探头 403 的信号,将被检体内的状态图像化为超声波诊断图像。

[0009] 在这种超声波探头中,由于以下理由,在压电体 208 与被检体之间具有匹配层 203。

[0010] 不同物质相接的边界面中的超声波的传播效率由于这些物质的声阻抗而变化。具体而言,在声阻抗之差较大的边界面中,超声波容易反射,所以,超声波的传播损失增大。

[0011] 因此,通过在超声波振子与被检体之间插入匹配层,能够实现声阻抗的匹配。通过匹配层,从振子朝向被检体而阶段地改变声阻抗,由此,使各边界面中的超声波的反射率降低,抑制超声波的传播损失。

[0012] 但是,公知当通过设置匹配层来提高超声波的传播效率时,另一方面,频带变窄,产生超声波诊断图像的清晰度降低的弊端。寻求实现不降低超声波诊断图像的清晰度的匹配层。

[0013] 以往,为了实现不降低超声波诊断图像的清晰度的匹配层,公开了如下技术:在与超声波传播方向垂直的表面内,具有匹配层的厚度不同的多个区域,从而实现宽带化(例如专利文献 1)。

[0014] 现有技术文献

[0015] 专利文献

[0016] 专利文献 1:日本特开 2003-299195 号公报

## 发明内容

[0017] 发明要解决的课题

[0018] 如上所述,为了提高超声波的传播效率而设于超声波探头中的匹配层使透射的超声波的频带变窄,具有降低超声波诊断图像的清晰度的问题。由此,课题在于,实现超声波的传播效率较高、且能够取得清晰度较高的超声波诊断图像的超声波探头。

[0019] 针对上述课题,在专利文献 1 所记载的结构中,在与超声波传播方向垂直的表面内,具备具有厚度不同的多个区域的匹配层。该情况下,通过匹配层的各区域的超声波脉冲产生时间差。在安装了声透镜的情况下,也无法完全消除该时间差,产生具有时间差的多个超声波脉冲在被检体内重合的现象。因此,从匹配层放出的超声波的波形从理想的输入脉冲波形偏离,超声波诊断图像中的超声波传播方向的清晰度降低。由此,专利文献 1 所公开的技术没有解决上述课题。

[0020] 本发明的目的在于,解决所述现有的课题,提供超声波的传播效率较高、且能够驱动清晰度较高的超声波诊断图像的超声波探头等。

[0021] 用于解决课题的手段

[0022] 为了实现上述目的,本发明的一个方式的超声波探头用于对被检体进行超声波诊断,且具有超声波振子,其中,所述超声波振子具有:压电体,产生超声波;以及第一匹配层,从所述压电体观察配置在规定方向上,用于进行所述压电体与所述被检体的声匹配,所述第一匹配层具有所述规定方向的厚度恒定、在与所述规定方向垂直的方向上排列的、包含超声波的透射率的频率特性相互不同的至少 2 个匹配区域的多个匹配区域。

[0023] 由此,通过具有与以往相同的频率特性的匹配层,能够扩宽透射匹配层的超声波的频带。这是因为,由于透射各个匹配区域的超声波的频率特性不同,所以,在匹配层全体中合并透射各个匹配区域的超声波时,与透射具有与以往相同的频率特性匹配层的超声波

相比,频带扩宽。而且,由于超声波传播方向(规定方向)的厚度恒定,所以,透射各匹配区域的超声波脉冲不产生时间差。其结果,超声波脉冲以近似输入脉冲波形的波形在被检体内传播,得到高清晰度的超声波诊断图像。

[0024] 并且,优选所述多个匹配区域包含密度相互不同的至少2个匹配区域。

[0025] 由此,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,密度不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0026] 并且,优选所述第一匹配层包含声阻抗相互不同的多个匹配部件,所述多个匹配部件中的至少1个匹配部件具有与所述规定方向平行的多个尖细形状,所述尖细形状的粗细在所述规定方向上连续增加或减少。

[0027] 由此,能够使匹配层内部接近压电体的声阻抗为近似压电体的声阻抗的值,能够使匹配层内部接近被检体的声阻抗为近似被检体的声阻抗的值。并且,在匹配层的内部,能够在超声波的传播方向上连续改变声阻抗。

[0028] 并且,优选所述多个匹配区域中的1个匹配区域中的与所述规定方向垂直的表面的每单位面积的所述尖细形状的个数与其他匹配区域的该表面的每单位面积的所述尖细形状的个数不同。

[0029] 由此,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,尖细形状的密度不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0030] 并且,优选所述匹配区域中的具有所述尖细形状的匹配部件在所述规定方向上的大小与其他匹配区域中的所述尖细形状在所述规定方向上的大小不同。

[0031] 由此,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,尖细形状的超声波传播方向的高度不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0032] 并且,优选所述匹配区域中的具有所述尖细形状的匹配部件在所述匹配区域的排列方向上的宽度与其他匹配区域中的具有所述尖细形状的匹配部件在所述匹配区域的排列方向上的宽度不同。

[0033] 由此,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,尖细形状的粗细不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0034] 并且,优选所述第一匹配层的表面和背面中的远离所述压电体的表面是平面。

[0035] 由此,匹配层与声透镜的接触面成为平面,超声波探头能够在宽温度范围内接收宽带的超声波。其结果,能够得到高清晰度的超声波诊断图像。这是因为,由于声透镜针对温度变化的收缩率较大,所以,在该接触面不是平面的情况下,可能由于声透镜的收缩而使声透镜剥离。

[0036] 并且,优选所述第一匹配层具有在所述规定方向上层叠的多个匹配部层,所述多个匹配部层中的至少1个匹配部层具有在与所述规定方向垂直的方向上排列的、超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。

[0037] 由此,在以更高精度进行压电体与被检体的声匹配的同时,能够扩宽透射匹配层的超声波的频带。这是因为,通过具有不同声阻抗的多个匹配部层,从压电体到被检体而阶段地进行声匹配,并且,通过多个匹配区域,能够扩宽超声波的透射率的频率特性。

[0038] 并且,优选所述多个匹配部层中的每一个匹配部层在所述规定方向上的厚度恒定。

[0039] 由此,超声波探头能够在宽温度范围内接收宽带的超声波。其结果,能够得到高清晰度的超声波诊断图像。这是因为,在各匹配部层的厚度不恒定的情况下,可能由于匹配部层针对温度变化的收缩率的变化而使匹配部层彼此剥离。

[0040] 并且,优选所述第一匹配层由以规定混合率混合了多个材料而得到的混合物形成,所述匹配区域中的混合率与其他匹配区域中的混合率不同。

[0041] 并且,优选所述第一匹配层包含烧结材料。

[0042] 并且,优选所述第一匹配层至少包含银、铜和丙烯系的材料中的至少1种材料以及二氧化硅。

[0043] 并且,优选所述第一匹配层包含粒径相互相差5倍以上的多个粒子作为材料。

[0044] 由此,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,混合物中的材料的混合率不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0045] 并且,优选在所述匹配区域的排列方向上的所述匹配区域的宽度为所述超声波诊断中使用的超声波的波长以上。

[0046] 由此,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,在匹配区域的宽度比超声波的波长短的情况下,不形成超声波的透射率的频率特性为规定值的匹配区域。

[0047] 并且,优选调和1微米以下的粒径的金属纳米(毫微)粒子,使该第一匹配层中的至少一部分金属整体化,通过金属纳米粒子的调和比例决定该第一匹配层的密度。

[0048] 由此,能够高效制造具有多个不同密度的匹配部件。这是因为,使用同一材料,仅变更这些材料的调和比例,就能够制造具有多个不同密度的匹配部件。

[0049] 并且,优选所述超声波振子还具有:衬垫部件,相对于所述压电体配置在配置有所述第一匹配层的一侧的相反侧,用于吸收超声波;以及第二匹配层,配置在所述衬垫部件与所述压电体之间,具有在与所述规定方向垂直的方向上排列的、透射的超声波的频率不同的多个匹配区域。

[0050] 由此,能够提高从压电体向被检体方向传播的超声波的声压。

[0051] 并且,优选所述超声波振子还具有:衬垫部件,相对于所述压电体配置在配置有所述第一匹配层的一侧的相反侧,用于吸收超声波;以及高反射层,配置在所述衬垫部件与所述压电体之间,具有反射超声波的性质。

[0052] 由此,能够扩宽透射匹配层的超声波的频带。

[0053] 并且,优选多个所述超声波振子排列成一维阵列状,在多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中,与所述匹配区域的排列方向上的两端部的所述匹配区域透射的超声波的频率的平均值即平均频率相比,所述排列方向上的中央部的所述匹配区域透射的超声波的所述平均频率较低。

[0054] 由此,能够得到高清晰度的超声波诊断图像。

[0055] 并且,优选多个所述超声波振子排列成一维阵列状,在多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中,与所述匹配区域的排列方向上的两端部的所述匹配区域透射的超声波的频率的平均值即平均频率相比,所述排列方向上的中央部的所述匹配区域透射的超声波的所述平均频率较高。

[0056] 由此,能够取得高S/N的超声波诊断图像。

[0057] 并且,优选多个所述超声波振子排列成一维阵列状,多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中的所述匹配区域的顺序与其他超声波振子中的所述匹配区域的顺序不同。

[0058] 并且,优选多个所述超声波振子排列成一维阵列状,多个所述超声波振子中的每一个超声波振子中的所述匹配区域的顺序的超声波探头中的排列模式为周期性的。

[0059] 由此,能够取得高清晰度、且 S/N 高的超声波诊断图像。

[0060] 并且,本发明的一个方式的超声波诊断装置具有:超声波探头;以及诊断装置,生成用于使所述压电体产生超声波的信号,根据所述超声波探头从被检体接收到的信号生成超声波诊断图像。

[0061] 由此,能够发挥上述超声波探头的效果,并且能够进行被检体的超声波诊断。

[0062] 发明效果

[0063] 根据本发明的超声波探头等,通过实现不降低超声波诊断图像的清晰度的匹配层,在超声波诊断中得到清晰度高的诊断图像。

## 附图说明

[0064] 图 1 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的一例的剖视图。

[0065] 图 2 是一维阵列型超声波探头的一例的概略图。

[0066] 图 3 是现有型的超声波探头的剖视图。

[0067] 图 4 是超声波诊断装置的一例的概略图。

[0068] 图 5 是示出实施方式 1 的超声波探头与被检体的接触面处的声压分布的图。

[0069] 图 6 是本发明的实施方式 2 的超声波探头的一例的剖视图。

[0070] 图 7 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的多透射率层的一例的剖视图。

[0071] 图 8 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的多透射率层的另一例的剖视图。

[0072] 图 9 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的多透射率层的另一例的剖视图。

[0073] 图 10 是示出包含银的混合物中的银的调和率与声阻抗的关系的图。

[0074] 图 11 是示出包含铜的混合物中的铜的调和率与声阻抗的关系的图。

[0075] 图 12 是示出包含丙烯的混合物中的丙烯的调和率与声阻抗的关系的图。

[0076] 图 13 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的匹配层的一例的剖视图。

[0077] 图 14 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。

[0078] 图 15 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。

[0079] 图 16 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。

[0080] 图 17 是示出多阻抗层的声阻抗与匹配层的平均透射频率的关系的图。

[0081] 图 18 是示出另一多阻抗层的声阻抗与匹配层的平均透射频率的关系的图。

[0082] 图 19 是示出另一多阻抗层的声阻抗与匹配层的平均透射频率的关系的图。

[0083] 图 20 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。

[0084] 图 21 是示出另一多阻抗层的声阻抗与匹配层的平均透射频率的关系的图。

[0085] 图 22 是本发明的实施方式 3 的超声波振子的一例的剖视图。

[0086] 图 23 是本发明的实施方式 4 的超声波振子的剖视图。

[0087] 图 24 是示出本发明的实施方式 3 的匹配层的透射特性的图。

- [0088] 图 25 是示出本发明的实施方式 3 的另一匹配层的透射特性的图。
- [0089] 图 26 是示出 2 层的匹配层的平均透射频率与多密度层的密度的关系的图。
- [0090] 图 27 是示出本发明的实施方式 3 的匹配层的平均透射频率与多密度层的密度的关系的图。
- [0091] 图 28 是本发明的实施方式 3 的另一超声波振子的剖视图。
- [0092] 图 29 是示出(与超声波传播方向垂直的轴中的)位置与多密度层的平均密度的关系的一例的图。
- [0093] 图 30 是本发明的实施方式 4 的超声波振子的剖视图。
- [0094] 图 31 是示出本发明的实施方式 4 的匹配层的平均透射频率与多密度层的密度的关系的图。
- [0095] 图 32 是本发明的实施方式 5 的超声波振子的剖视图。
- [0096] 图 33 是示出本发明的实施方式 5 的匹配层的平均透射频率与多密度层的密度的关系的图。
- [0097] 图 34 是本发明的实施方式 5 的另一超声波振子的剖视图。
- [0098] 图 35 是示出现有型的超声波探头和超声波传播的概略图。
- [0099] 图 36 是示出本发明的实施方式 6 的超声波探头和超声波传播的概略图。
- [0100] 图 37 是示出本发明的实施方式 6 的另一超声波探头和超声波传播的概略图。

## 具体实施方式

[0101] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。另外,以下说明的实施方式均示出本发明的优选的一个具体例。以下实施方式所示的数值、形状、材料、结构要素、结构要素的配置位置和连接方式、步骤、步骤的顺序等是一例,并非限定本发明的主旨。并且,关于以下实施方式的结构要素中的未记载于示出本发明的最上位概念的独立权利要求中的结构要素,作为构成更加优选的方式的任意的结构要素进行说明。

[0102] 并且,有时针对相同结构要素使用相同标号并省略说明。

[0103] (实施方式 1)

[0104] 图 1 是本实施方式的超声波探头的一例的剖视图。

[0105] 如图 1 所示,本实施方式的超声波探头 102 具有压电体 208、信号电极 206、接地电极 207。并且,更加优选具有衬垫 201 和声透镜 209。

[0106] 超声波探头 102 与现有型的超声波探头 304 的不同之处在于,超声波探头 102 在接地电极 207 与被检体(图略)之间具有匹配层 101。

[0107] 匹配层 101 具有在 X 方向上排列的、超声波的透射率不同的多个匹配区域。在压电体 208 中产生的超声波的透射率被设计成, X 方向的中央的匹配区域 101a 最高, 匹配区域 101b、101c 这样越是两端越低。因此,透射中央的匹配区域 101a 的超声波的声压最高, 两端的匹配区域 101c 的声压最低。代替现有型的超声波探头,通过在超声波诊断装置(图 4)中使用本发明的超声波探头,能够进行高 S/N 的超声波诊断。

[0108] 通过使用本发明的超声波探头能够进行高 S/N 的超声波诊断的理由如下所示。

[0109] 图 3 是现有型的超声波探头的剖视图。在从超声波探头表面放射的超声波的声压的频率特性在其表面上恒定时,在被检体内,不仅形成主瓣 302,还形成副瓣 303。在超声波

诊断图像中,针对由主瓣 302 取得的图像,重叠由副瓣 303 取得的图像作为噪声。由于产生这种副瓣,引起超声波诊断图像的 S/N (信号对噪音比) 降低。

[0110] 通过图 1 所示的超声波探头 102,使透射中央的匹配区域 101a 的超声波的声压高于两端,由此,与以往相比,能够减小副瓣 104 的声压。由于以上的理由,能够进行高 S/N 的超声波诊断。

[0111] 这里,示出实现具有透射率不同的多个区域的匹配层(以下也称为多透射率层。)的方法的例子。

[0112] 图 7 是本实施方式的超声波探头的多透射率层的一例的剖视图。

[0113] 图 7 所示的匹配层 703 由具有近似压电体 208 的声阻抗的第一匹配部件 702、以及具有近似被检体的活体组织的声阻抗的第二匹配部件 701 构成。第一匹配部件 702 为圆锥型。第一匹配部件 702 将压电体 208 侧作为底面、将被检体侧作为顶点而配置有多个。并且,在匹配层 703 中,构成为利用第二匹配部件 701 充满第一匹配部件 702 占据的部分以外的部分。

[0114] 这里,圆锥型的第一匹配部件 702 是在金属、半导体、陶瓷或树脂中混入了金属或氧化物的复合部件,声阻抗的值为 10 ~ 30MRayl。第二匹配部件 701 是各种树脂或在树脂中混入了金属或氧化物的复合部件,声阻抗的值为 1.2 ~ 3MRayl。一般地,压电体 208 的声阻抗为 20 ~ 30MRayl,被检体的活体组织的声阻抗为 1.5MRayl 左右。由此,通过如上所述配置第一匹配部件和第二匹配部件,在匹配层与压电体之间、以及匹配层与被检体的活体组织之间的双方中,能够减小声阻抗之差。

[0115] 举出上述材料的具体例时,作为第一匹配部件 702,存在铝(17MRayl)、铅(22MRayl)、硅(20MRayl)、银约 95% 二氧化硅约 5% 的混合物(16MRayl)、石英(16MRayl)等。并且,作为第二匹配部件 701,存在硅橡胶(1.5MRayl)、丙烯树脂(3MRayl)、聚酰亚胺(3MRayl)等的塑料类、橡胶类。

[0116] 匹配层 703 在匹配区域 703a、703b 和 703c 中,配置有由第一匹配部件 702 构成的圆锥的间隔不同。即构成为, X 方向的中央的匹配区域 703a 的圆锥的间隔最窄,匹配区域 703b、703c 这样越是两端,圆锥的间隔越宽。

[0117] 这样,圆锥间隔越宽的区域,超声波的透射率越低。由此,通过按照每个区域调节圆锥间隔,能够设计具有任意透射率的多透射率层。

[0118] 并且,优选圆锥间隔在最宽的区域中也为超声波的波长的四分之一以下。这是因为,由此能够实现灵敏度高、且能够观察到更深部的超声波探头。

[0119] 图 8 是本实施方式的超声波探头的多透射率层的另一例的剖视图。

[0120] 图 8 所示的匹配层 804 由具有近似压电体 208 的声阻抗的第一匹配部件 702、以及具有近似被检体的活体组织的声阻抗的第二匹配部件构成。第一匹配部件 702 为圆锥型。第一匹配部件 702 将压电体 208 侧作为底面、将被检体侧作为顶点而配置有多个。并且,在匹配层 804 中,构成为利用第二匹配部件 803、802 和 801 充满第一匹配部件 702 占据的部分以外的部分。

[0121] 在匹配层 804 中,匹配区域 804a、804b 和 804c 分别具有第二匹配部件 803、802 和 801。设为如下材料:匹配部件 803 的声阻抗最近似压电体 208,越是接近两端的区域的匹配部件 802、801,与压电体 208 之间的声阻抗之差越大。

[0122] 这样,第二匹配部件的声阻抗越近似压电体,透射率越高,通过按照每个区域调节第二匹配部件的声阻抗,能够设计多透射率层。

[0123] 另外,这里,示出第二匹配部件的声阻抗按照每个匹配区域而不同的多透射率层的例子,但是,也可以是第二匹配部件的声阻抗恒定、第一匹配部件的声阻抗按照每个匹配区域而不同的多透射率层。该情况下,第一匹配部件的声阻抗越近似被检体,透射率越高,所以,通过调节第一匹配部件的声阻抗,能够设计多透射率层。由此,在超声波诊断中,能够提高 S/N。

[0124] 另外,也可以构成为第一匹配部件和第二匹配部件双方按照每个匹配区域而不同。

[0125] 但是,多数情况下,第二匹配部件使用金属那样难以加工的材料,所以,优选使用一种第二匹配部件。通过使用一种第二匹配部件,能够实现更加廉价的超声波探头。

[0126] 另外,多数情况下,第一匹配部件是按照材料而使热膨胀率大幅不同的材料,优选使用一种第一匹配部件,能够实现耐热性更加优良的超声波探头。

[0127] 如以上所示,通过使用多透射率层即匹配层 703 和匹配层 804 作为图 1 的匹配层 101,能够实现本发明的超声波探头 102。

[0128] 另外,匹配层 703 能够比匹配层 804 廉价地制作。与匹配层 703 相比,匹配层 804 的波长依赖性小,成为容易设计的结构,所以,优选按照用途而使用最佳结构。

[0129] 另外,通过按照每个区域而采用匹配部件和圆锥间隔的双方不同的多透射率层,能够利用较少的匹配部件的种类,更加自由地设计匹配层的透射率,所以是优选的。

[0130] 图 9 是本实施方式的超声波探头的多透射率层的另一例的剖视图。

[0131] 在图 9 所示的匹配层 904 中,匹配区域 904a、904b 和 904c 分别由一种匹配部件 901、902 和 903 构成。并且,匹配部件 901、902 和 903 由声阻抗相互不同的材料构成。这样,在各匹配区域由一种匹配部件构成(没有图 7 和图 8 这样的圆锥构造)的情况下,通过按照每个匹配区域而由声阻抗不同的材料构成,透射率按照每个区域而不同。因此,当然满足本发明的匹配层的特性。由此,在超声波诊断中,能够提高 S/N。

[0132] 以下,将这样具有声阻抗不同的多个匹配区域的匹配层称为多阻抗层。

[0133] 并且,更加优选各匹配区域的声速大致恒定,优选厚度也大致恒定。由此,抑制透射过各区域的超声波脉冲的时间偏差,超声波传播方向的清晰度提高。

[0134] 这样,通过图 9 的结构(多阻抗层),在设计被检体内的声场的情况下,能够任意设计透射率,所以,更加优选使用由具有不同声阻抗的多个材料构成的混合材料。

[0135] 为了制作具有不同声阻抗的多个材料,本申请发明人进行专心研讨,判明能够如下实现。

[0136] 图 10 是示出包含银和二氧化硅的混合物中的银的调和率与声阻抗的关系的图。本申请发明人的独自研讨的结果判明,在包含银和二氧化硅的混合物中,通过如图 10 所示调整银的调和比,能够实现至少在 3.8 ~ 25MRayl 的范围内具有任意声阻抗的材料。

[0137] 图 11 是示出包含铜和二氧化硅的混合物中的铜的调和率与声阻抗的关系的图。本申请发明人的独自研讨的结果判明,在包含铜和二氧化硅的混合物中,通过如图 11 所示改变铜的调和比,能够实现至少在 4 ~ 8MRayl 的范围内具有任意声阻抗的材料。

[0138] 图 12 是示出包含丙烯和二氧化硅的混合物中的丙烯的调和率与声阻抗的关系的

图。本申请发明人的独自研讨的结果判明,在包含丙烯和二氧化硅的混合物中,通过如图12所示改变铜的调和比,能够实现至少在2.2~3.8MRayl的范围内具有任意声阻抗的材料。  
[0139] 这样,通过使用由多个材料构成的混合材料,能够制作任意声阻抗的材料,所以,能够任意设计透射率。

[0140] 由此,能够自由设计透射率,所以,副瓣的抑制效果进一步增加,超声波诊断中的S/N提高。

[0141] 以上,使用图7~9说明了匹配层由三种匹配区域构成、越是两端而使升压阶段降低的例子。但是,作为本发明的超声波探头,优选在匹配层内具有更多的匹配区域。具体而言,如图5的实线501所示,更加优选构成为从中央朝向两端而使声压连续降低。

[0142] 并且,更加优选为近似以中央部的匹配区域为中心的正太分布的声压分布,能够进一步抑制副瓣。

[0143] 通过使超声波在X方向上进行扫描,在能够进行三维超声波诊断的超声波诊断装置中,得到X方向(扫描方向)的清晰度提高的效果。

[0144] 并且,在图7和图8所示的匹配层的结构中,能够通过由多阻抗层构成的匹配层(图9)实现宽带化,这方面更加优选。并且,图9所示的匹配层能够比图7和图8所示的匹配层廉价地制作,这方面更加优选。

[0145] 并且,优选超声波探头表面的超声波的声压为按照每个频率而不同的(位置)分布。图5示出一例,优选频率越高,如点划线502所示,X方向的宽度越细,成为局部声压分布,频率越低,如实线501所示,X方向的宽度越宽,成为平缓的声压分布。

[0146] 由此,能够抑制频率较高的超声波和频率较低的超声波的、主瓣103和副瓣104的能量比的偏差,被检体内部的超声波脉冲波形更加稳定。因此,在被检体内部的超声波诊断图像中,超声波传播方向(Z方向)的清晰度提高。

[0147] 并且,例如,在图5中,将声压为中央部的匹配区域的一半的X方向的宽度设为半值宽度时,更加优选半值宽度与频率成反比例,由此,能够进一步提高超声波诊断中的S/N。

[0148] 这样,为了在超声波探头与被检体的接触面实现按照每个频率而不同的声压分布,需要实现具有透射率的频率特性(纵轴透射率-横轴频率的曲线图形状)不同的多个区域的匹配层,下面示出该实施方式。

[0149] 图13是本发明的实施方式1的超声波探头的匹配层的一例的剖视图。对图13所示的具有透射率的频率特性不同的多个区域的匹配层(以下称为多透射F特层。)的一例即匹配层1301进行说明。

[0150] 与匹配层703同样,匹配层1301由具有近似压电体208的声阻抗的第一匹配部件702、以及具有近似被检体的活体组织的声阻抗的第二匹配部件701构成。圆锥型的第一匹配部件702将压电体208侧作为底面、将被检体侧作为顶点而配置有多个。并且,在匹配层1301中,构成为利用第二匹配部件701充满第一匹配部件702占据的部分以外的部分。并且,在匹配层1301中,在图13的点A附近,与由第一匹配部件702构成的圆锥的底面积相邻的圆锥的间隔最宽,越接近点B,圆锥的底面积越小,与此相伴,相邻的圆锥的间隔也变窄。

[0151] 这样,在圆锥的间隔按照每个部分而不同的匹配层中,圆锥的间隔越宽的部分,越能够增大由(低频的透射率)÷(高频的透射率)定义的值,能够实现多透射F特层。

[0152] 图14是本实施方式的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。对图14所示的多

透射 F 特层的另一例即匹配层 1401 进行说明。

[0153] 与匹配层 703 同样,匹配层 1401 由具有近似压电体 208 的声阻抗的第一匹配部件 702、以及具有近似被检体的活体组织的声阻抗的第二匹配部件 701 构成。圆锥型的第一匹配部件 702 将压电体 208 侧作为底面、将被检体侧作为顶点而配置有多个。并且,在匹配层 1401 中,构成为利用第二匹配部件 701 充满第一匹配部件 702 占据的部分以外的部分。并且,在匹配层 1401 中,在图 14 的点 A 附近,由第一匹配部件 702 构成的圆锥的高度最高,越接近点 B,圆锥的高度越低。这样,在圆锥的高度按照每个部分而不同的匹配层中,圆锥的高度越高的部分,由(低频的透射率)  $\div$  (高频的透射率) 定义的值越大,能够实现多透射 F 特层。

[0154] 为了实现多透射 F 特层,本申请发明人进行专心研讨,判明能够如下实现。

[0155] 图 16 是本实施方式的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。对图 16 所示的多透射 F 特层的另一例即匹配层 1606 进行说明。

[0156] 匹配层 1606 是重叠了银约 90%、二氧化硅约 10% 的混合物(约 11.9MRayl、厚度约 45  $\mu$  m) 的压电体侧的匹配层 1607、以及由 5 种匹配部件 1601、1602、1603、1604、1605 构成的被检体侧的多阻抗层而得到的双层构造的匹配层。另外,将这种包含多个层的匹配层的各个层称为匹配部层。

[0157] 并且,匹配部件 1601 为银约 85%、二氧化硅约 15% 的混合物(约 9.7MRayl),匹配部件 1602 为铜约 80%、二氧化硅约 20% 的混合物(约 7.7MRayl),匹配部件 1603 为铜约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(约 5.9MRayl),匹配部件 1604 为二氧化硅 100% (约 3.8MRayl),匹配部件 1605 为丙烯约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(约 2.0MRayl)。

[0158] 任意情况下,声速约为 1800m/s。并且,设匹配部件 1601 ~ 1605 的厚度约为 90  $\mu$  m。

[0159] 设压电体 208 为 PZT 系的压电陶瓷(约 26MRayl、声速约 3500m/s),在被检体(约 1.5MRayl) 时,判明为,如图 17 所示,从压电体对被检体放射且在被检体内反射而再次入射到压电体的超声波的平均频率(以下设为平均透射频率。)依赖于多阻抗层的声阻抗。但是,平均透射频率为 10MHz 以下的范围的平均。

[0160] 如图 17 所示,多阻抗层的声阻抗越大,平均透射频率越低。能够利用该特性设计多透射 F 特层。

[0161] 并且,在设匹配层 1607 为银约 95%、二氧化硅约 5% 的混合物(约 20MRayl、厚度约 45  $\mu$  m)、多阻抗层的厚度也为 45  $\mu$  m 的情况下,多阻抗层的声阻抗与平均透射频率的关系成为图 18 的关系。由此,示出多阻抗层和多阻抗层以外的匹配层的厚度不是必须不同。

[0162] 并且,设匹配层 1606 为被检体侧成为多阻抗层的双层构造的匹配层,但是,多阻抗层不是必须为被检体侧。

[0163] 例如,在构成为在被检体侧具有厚度 90  $\mu$  m、声阻抗 2.0MRayl 的匹配层、在压电体侧具有厚度 45  $\mu$  m 的多阻抗层的情况下,多阻抗层的声阻抗与平均透射频率的关系成为图 19 中实线 1901 所示的关系,能够用于设计多透射 F 特层的情况。

[0164] 进而,在构成为在被检体侧具有厚度 90  $\mu$  m、声阻抗 3.8MRayl 的匹配层、在压电体侧具有厚度 45  $\mu$  m 的多阻抗层的情况下,多阻抗层的声阻抗与平均透射频率的关系成为图 19 中点划线 1902 所示的关系,通过使被检体侧和压电体侧的两个层成为多阻抗层,平均透

射频率的调整范围进一步扩大,能够自由设计多透射 F 特层。即,能够实现 S/N 更高的超声波诊断装置,所以是优选的。

[0165] 图 20 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。对图 20 所示的多透射 F 特层的另一例即匹配层 2006 进行说明。

[0166] 匹配层 2006 是在由银约 90%、二氧化硅约 10% 的混合物(约 11.9MRay1、厚度约 90 μm) 构成的压电体侧的匹配层 2007 和由丙烯约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(约 2.0MRay1、厚度约 45 μm) 构成的被检体侧的匹配层 2008 之间夹着由 5 种匹配部件 2001、2002、2003、2004、2005 构成的多阻抗层(厚度约 45 μm) 的 3 层构造的匹配层。

[0167] 并且,匹配部件 2001 为银约 88%、二氧化硅约 12% 的混合物(10.8MRay1),匹配部件 2002 为银约 85%、二氧化硅约 15% 的混合物(约 9.7MRay1),匹配部件 2003 为铜约 80%、二氧化硅约 20% 的混合物(约 7.7MRay1),匹配部件 2004 为铜约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(约 5.9MRay1),匹配部件 2005 为二氧化硅 100% (约 3.8MRay1)。

[0168] 任意情况下,声速约为 1800m/s。

[0169] 设压电体 208 为 PZT 系的压电陶瓷(约 26MRay1、声速约 3500m/s),在被检体(约 1.5MRay1) 时,图 21 示出多阻抗层的声阻抗与平均透射频率的关系。

[0170] 这样,在 3 层中的一层为多阻抗层的匹配层 2006 的情况下,通过改变多阻抗层的声阻抗,也能够调节平均透射频率,成为可设计的多透射 F 特层。

[0171] 以上示出在 2 层或 3 层的匹配层中至少 1 层为多阻抗层的例子,但是,在 4 层以上的情况下,通过包含多阻抗层,也能够设计平均透射频率。

[0172] 图 15 是本发明的实施方式 1 的超声波探头的匹配层的另一例的剖视图。如图 15 所示,对多透射 F 特层的另一例即匹配层 1501 进行说明。

[0173] 匹配层 1501 是重叠组合 2 层匹配层 1401 而得到的匹配层。下面更加详细地示出。匹配层 1501 由具有近似压电体 208 的声阻抗的第一匹配部件 702、具有近似被检体的活体组织的声阻抗的第二匹配部件 701、以及具有小于第一匹配部件 702 且大于第二匹配部件 701 的声阻抗的第三匹配部件 1502 构成。如图 15 所示,设 2 个匹配层 1401 为 1401a 和 1401b。在 1401a 中,圆锥型的第一匹配部件 702 将压电体 208 侧作为底面而配置有多个,在 1401a 中,构成为利用第三匹配部件 1502 充满第一匹配部件 702 占据的部分以外的部分。并且,在更上方(被检体侧)的 1401b 中,配置有多个由圆锥型的第三匹配部件 1502 构成的三角锥,形成利用第二匹配部件 701 充满第三匹配部件 1502 占据的部分以外的部分的层。

[0174] 这样,通过重合多层匹配层 1401,能够更加自由地设计超声波探头表面的声压的频率特性,所以是优选的。由此,在超声波诊断图像中,能够进一步提高 S/N。

[0175] 并且,在重合多层匹配层 1401 的情况下,更加优选相邻的层的圆锥的高度不同,能够进一步提高清晰度。例如,在图 15 的例子中,关于由第一匹配部件 702 和第三匹配部件 1502 构成的层 1401b,圆锥的高度成为(点 A 附近) > (点 C 附近) > (点 B 附近),但是,关于由第三匹配部件 1502 和第二匹配部件 701 构成的层 1401a,圆锥的高度构成为(点 A 附近) > (点 C 附近) ≈ (点 B 附近)。并且,在 2 个层中,点 A 附近的圆锥的高度不同。

[0176] 并且,不限于匹配层 1401 的重合,通过组合并重合匹配层 703、匹配层 804、匹配层 904 等的多透射率层、或匹配层 1301、匹配层 1606、匹配层 2006 等的多透射 F 特层,也能够

更加自由地设计声压的频率特性,能够提高超声波诊断图像中的清晰度,所以是优选的。

[0177] 另外,优选压电体 101 与声透镜 209 的接触面为平面。另外,相对于压电体的厚度,也可以具有 10% 左右的误差。由此,能够在宽温度范围内得到高清晰度的超声波诊断图像。这是因为,声透镜针对温度变化的收缩率较大,所以,在该接触面不是平面的情况下,可能由于声透镜的收缩而使声透镜剥离。

[0178] 另外,优选各匹配部层各自的厚度恒定。由此,能够在宽温度范围内得到高清晰度的超声波诊断图像。这是因为,在各匹配部层的厚度不恒定的情况下,可能由于匹配部层针对温度变化的收缩率的变化而使匹配部层彼此剥离。

[0179] 如上所述,根据本发明的一个方式的超声波探头,通过具有与以往相同的频率特性的匹配层,能够扩宽透射匹配层的超声波的频带。这是因为,由于透射各个匹配区域的超声波的频率特性不同,所以,在匹配层全体中合并透射各个匹配区域的超声波时,与透射具有与以往相同的频率特性匹配层的超声波相比,频带扩宽。而且,由于超声波传播方向(规定方向)的厚度恒定,所以,透射各匹配区域的超声波脉冲不产生时间差。其结果,超声波脉冲以近似输入脉冲波形的波形在被检体内传播,得到高清晰度的超声波诊断图像。

[0180] 并且,能够使匹配层内部接近压电体的声阻抗为近似压电体的声阻抗的值,能够使匹配层内部接近被检体的声阻抗为近似被检体的声阻抗的值。并且,在匹配层的内部,能够在超声波的传播方向上连续改变声阻抗。

[0181] 并且,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,尖细形状的密度不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0182] 并且,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,尖细形状的超声波传播方向的高度不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0183] 并且,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,尖细形状的粗细不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0184] 并且,匹配层与声透镜的接触面成为平面,超声波探头能够在宽温度范围内接收宽带的超声波。其结果,能够得到高清晰度的超声波诊断图像。这是因为,由于声透镜针对温度变化的收缩率较大,所以,在该接触面不是平面的情况下,可能由于声透镜的收缩而使声透镜剥离。

[0185] 并且,在以更高精度进行压电体与被检体的声匹配的同时,能够扩宽透射匹配层的超声波的频带。这是因为,通过具有不同声阻抗的多个匹配部层,从压电体到被检体而阶段地进行声匹配,并且,通过多个匹配区域,能够扩宽超声波的透射率的频率特性。

[0186] 并且,超声波探头能够在宽温度范围内接收宽带的超声波。其结果,能够得到高清晰度的超声波诊断图像。这是因为,在各匹配部层的厚度不恒定的情况下,可能由于匹配部层针对温度变化的收缩率的变化而使匹配部层彼此剥离。

[0187] 并且,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,混合物中的材料的混合率不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。

[0188] 并且,能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为,在匹配区域的宽度比超声波的波长短的情况下,不形成超声波的透射率的频率特性为规定值的匹配区域。

[0189] 并且,能够高效制造具有多个不同密度的匹配部件。这是因为,使用同一材料,仅

变更这些材料的调和比例,就能够制造具有多个不同密度的匹配部件。

[0190] 并且,能够提高从压电体向被检体方向传播的超声波的声压。

[0191] 并且,能够扩宽透射匹配层的超声波的频带。

[0192] (实施方式 2)

[0193] 图 6 是本实施方式的超声波探头的一例的剖视图。

[0194] 如图 6 所示,本发明的超声波探头 602 具有压电体 208、信号电极 206、接地电极 207。并且,更加优选具有衬垫 201 和声透镜 209。

[0195] 超声波探头 602 与现有型的超声波振子 304 的不同之处在于,在接地电极 207 与被检体(图略)之间具有匹配层 601。

[0196] 超声波探头 602 被设计成,从匹配层 601 的 X 方向(各超声波振子的长度方向)的两端部的匹配区域 601c 放射的超声波的平均频率高于从中央部的匹配区域 601a 放射的超声波的平均频率。

[0197] 由此,使原本适用于会聚用途的高频率的超声波局部缩小为更细,较粗地传播频率较低的超声波。进而,按照频率对在被检体反射的超声波信号进行分离并解析,能够得到由局部较细的射束(高频率)得到的超声波诊断图像和由较粗的射束(低频率)得到的超声波诊断图像双方的信息。

[0198] 由较粗的射束得到的超声波诊断图像是区域内的反射和散射被平均的图像,所以,通过将其用于位置调节,能够进行高速的定位。并且,由局部较细的射束得到的超声波图像未对局部得到的反射和散射的信息进行平均,能够以高对比度得到该图像。

[0199] 本实施方式的超声波探头如实施方式 1 中说明的那样,当然能够使用多透射率层或多透射 F 特层进行设计,对于匹配层的结构,这里省略说明。

[0200] 对实施方式 1 和实施方式 2 进行比较,说明各个方式的特征。实施方式 1 能够廉价地实现高 S/N 的超声波诊断,这方面是优选的。并且,实施方式 2 优先用于初期癌症的发现等、需要基于更加详细的图像进行诊断的用途。

[0201] 并且,进而,如图 2 所示,在多个超声波振子排列成一维阵列状的超声波探头中,优选交替排列实施方式 1 的超声波振子和实施方式 2 的超声波振子。这是因为,通过分别控制各个超声波振子,能够同时实现两个超声波振子的特性。

[0202] 并且,实施方式 1、2 均如下所述。

[0203] 在实施方式 1 和实施方式 2 中,示出了由圆锥型的匹配部件和嵌入该圆锥之间的其他匹配部件构成的匹配层的例子(图 7、图 8、图 13、图 14 和图 15 等),但是,这些匹配层如下所述。

[0204] 匹配部件不是必须为圆锥形状,至少具有凹凸即可。更加优选为从压电体朝向被检体而使截面积连续减小的形状。例如,可以是三角锥型、四角锥型或吊钟型等的尖细柱状体中的任意一方。通过使尖细柱状体的凹凸的高低差和宽度不同,得到与实施方式 1 中说明的圆锥型的高度或间隔不同的情况相同的效果。

[0205] 并且,在图 7 和图 8 的例子中,优选匹配层 101 的(从压电体针对被检体方向的)厚度比超声波的波长的一半厚。由此,全部区域的平均透射率提高,成为更高灵敏度的超声波探头,所以,直到被检体的更深部为止得到超声波诊断图像。

[0206] 并且,在实施方式 1 和实施方式 2 中使用的多阻抗层如下所述。

[0207] 首先,优选声阻抗不同的各匹配区域的宽度比在压电体中产生的超声波的波长长。

[0208] 这是因为,通过波的衍射现象,减轻由于超声波的波长以下的长度范围内的声阻抗高低差而引起的透射率的频率特性之差。通过使各匹配区域的宽度比在压电体中产生的超声波的波长长,能够更加自由地设计声压分布的频率特性,所以是更加优选的。

[0209] 并且,在本实施方式的多阻抗层中,声阻抗不同的多个区域在图9中与X方向垂直的表面进行分割,但是,不是必须为与X方向垂直的表面,分割的表面不是与Z方向垂直的表面即可。

[0210] 并且,在本实施方式中,使用由铜、银和丙烯以及二氧化硅的混合物构成的匹配层,但是,这些是一例,当然也可以使用铁或钨等的其他材料。

[0211] 关于本实施方式所示的铜、银、丙烯与二氧化硅的混合物,通过改变其混合比例,声阻抗的变化增大,并且声速大致恒定。因此,能够抑制由于透射各匹配区域的超声波的时间偏差而引起的超声波诊断图像的画质降低,所以,可以说是本发明优选的材料。

[0212] 特别地,关于银与二氧化硅的混合物,在代替材料较少的声阻抗较高的区域中,能够在宽范围内调节声阻抗。因此,能够更加自由地设计透射率分布,所以可以说是优选的材料。

[0213] 并且,关于铜与二氧化硅的混合物,能够廉价地在宽范围内调节声阻抗,所以是优选的。

[0214] 并且,通过分别在上述范围中增加二氧化硅中混合的银、铜的比例,密度单调增加,通过增加丙烯的比例,密度单调减少,所以,容易设计匹配层。

[0215] 并且,优选在匹配层材料成膜后进行烧结工序。即,所述匹配层不是在银或铜等的金属粒子在结合材料内单独分散的常态下使用,优选结合各个粒子而整体化,由此,能够得到更高阻抗的膜,设计的自由度进一步提高。

[0216] 并且,优选二氧化硅中混合的金属为低于数百纳米米级的金属纳米粒子。金属纳米粉末根据其表面积的大小而富有反应性,烧结开始温度依赖于粒径而在100℃～350℃之间变化,但是,能够通过廉价的加热单元缩短升温、降温的时间,能够廉价地制作匹配层。

[0217] 并且,上述示出使用二氧化硅作为结合材料的例子,但是,也可以使用氧化钛或氧化铌等的其他无机系结合材料,还可以使用有机系的结合材料。但是,在使用二氧化硅的上述例子中,能够抑制声速的变化并增大密度的变化,进而,考虑廉价等方面,是作为本发明的结合材料的最佳材料。

[0218] 进而,关于本发明的超声波振子中的匹配层,优选通过水等稀释匹配层用的材料,通过印刷或喷射方式进行成膜。使用按照每种材料而不同的喷嘴,通过印刷或喷射方式进行成膜,由此,容易按照每个场所改变混合材料的浓度。由此,与使用蒸镀、溅射、旋涂等手段的情况相比,能够廉价地形成多阻抗层,所以,在本发明中是优选的。

[0219] 并且,如上所述,在通过按照每个场所(区域)改变多个材料的浓度而实现的多阻抗层中,优选在相邻的区域中包含同一材料。这是因为,由于每个区域的紧密贴合性提高,所以,超声波振子的振动耐性和耐热性提高。

[0220] 并且,如上所述,在由多个材料的混合物构成的匹配层的情况下,更加优选为平均粒径相差一位程度(至少5倍)以上的材料的混合物。这是因为,通过使用粒径不同的多个

材料的混合物,在浓度不同的多个区域中,能够抑制伴随混合物的调和比的变化而引起的声速的变化。

[0221] 并且,更加优选在匹配层中包含烧结材料。

[0222] 以上,在实施方式 1 和实施方式 2 中,作为本发明的超声波探头和超声波诊断装置,示出了一维阵列型的超声波探头和具有该超声波探头的超声波诊断装置,但是,在本说明书中,实施方式所示的结构是一例,当然能够在不脱离本发明主旨的范围内进行各种变更。

[0223] 即,在使用 K31 模式的超声波探头中,也发挥同样的效果。即,通过在超声波探头与被检体的接触面中具有超声波的声压 - 频率特性不同的多个区域,能够实现高精度的超声波诊断装置。

[0224] 并且,更加优选在压电体 208 与衬垫 201 之间也具有匹配层(图略),优选压电体 208 与衬垫 201 之间的匹配层也是多透射率层或透射率进一步按照每个频率而不同的匹配层,能够减轻由于包含压电体 208 的超声波振子的 Q 值按照每个区域而不同所引起的超声波脉冲波形的差异。即,在被检体侧的多透射率层的透射率比较高的区域中,优选设计为衬垫 201 侧的多透射率层的透射率比较低,在被检体侧的多透射率层的透射率比较低的区域中,优选设计为衬垫 201 侧的多透射率层的透射率比较高。由此,减轻了按照每个区域而生成的超声波的脉冲波形的差异,所以,深度方向的超声波诊断图像中的清晰度提高。

[0225] 并且,也可以在压电体与衬垫之间具有提高超声波反射率的透射防止层。由此,能够实现更高灵敏度的超声波探头,所以,能够直到被检体的更深部为止进行超声波诊断。

[0226] 并且,作为能够设计与被检体接触的接触面中的声压分布的超声波探头,考虑二维阵列型超声波探头、且在 X 方向上也施加按照每个超声波振子而不同的电压的方法等。但是,各超声波振子较细,制造成品率降低,针对落下冲击等的可靠性也降低。并且,由于制造工序数也增加,所以导致高价格化。

[0227] 因此,更加优选为具有如本发明那样生成透射率分布的匹配层的方式。

[0228] 并且,更加优选为二维阵列型超声波探头、且具有如本发明那样具有透射率分布的匹配层,能够以较少的分割数实现更高的 S/N,所以,能够抑制制造成品率的降低、针对落下冲击的可靠性的降低、由于制造工序数增加而引起的高价格化。

[0229] 并且,作为实现越是从各振子的中央接近 X 方向的两端、超声波的声压越低的超声波探头的方法,可以使用对超声波振子实施槽加工并形成压电体的密度分布的方法;使其具有极化强度的分布的方法;越是从各振子的中央接近 X 方向的两端、电极(信号电极和接地电极中的至少一方)越细的方法等。但是,在对超声波振子实施槽加工的方法中,制造工序复杂,稳定性降低。并且,在使其具有极化强度的分布的方法中,极化工序复杂。并且,在越是从各振子的中央接近 X 方向的两端、电极越细的方法中,切断部位和电极的定位复杂,制造成品率降低。因此,优选使用本实施方式所示的匹配层。

[0230] 并且,作为与本发明同样生成透射率分布的匹配层,也可以使用在各超声波振子的中央和 X 方向的两端、平均粒径不同的匹配层等,但是,由于在粒径大且衰减多的区域中散射的声波成为超声波诊断图像中的噪声的原因,所以,更加优选为本实施方式所示的匹配层的结构。

[0231] 以上,在实施方式 1 和实施方式 2 中示出了本发明的超声波探头。与现有型同样,

作为图 2 的一维阵列型或二维阵列型排列的超声波探头,通过用于图 4 的超声波诊断装置,具有所述的 S/N 提高等的效果。

[0232] (实施方式 3)

[0233] 在本实施方式中,对具备具有密度不同的多个匹配区域的匹配层的超声波振子进行说明。

[0234] 图 22 是本实施方式的超声波振子的一例的剖视图。

[0235] 图 22 的超声波振子具有压电体 102,具有在压电体的相互面对的一对表面上形成的驱动电极 206 和 207。由此,发送并接收超声波。并且,具有匹配层 2201 和 2202,以使得高效地在与被检体之间收发由压电体 208 和驱动电极 206、207 生成的超声波。进而,在匹配层 2202 与被检体之间具有保持缩小超声波射束的作用的声透镜 209,以提高诊断图像的分辨率。

[0236] 匹配层 2201 由密度不同的 2 个匹配区域 2201a 和 2201b 构成。并且,这里,匹配区域 2201a 和 2201b 在与超声波传播的 Z 方向平行的表面被分割。

[0237] 本申请发明人进行专心研讨,判明能够如下实现具有密度不同的多个匹配区域的匹配层。

[0238] 图 22 是本发明的本实施方式的超声波振子的一例的剖视图。

[0239] 关于图 22 所示的超声波振子,设压电体 208 为 PZT 系的压电陶瓷(密度约 7.4g/cc、声速约 3500m/s),通过对相互面对的一对表面烧上银,形成驱动电极 206 和 207。

[0240] 并且,匹配层 2202 为银约 90%、二氧化硅约 10% 的混合物(密度约 6.6g/cc、厚度约 45 μm),匹配层 2201 的匹配区域 2201a 为银约 85%、二氧化硅约 15% 的混合物(密度约 5.4g/cc、厚度约 90 μm、声速约 1800m/s),匹配层 2201 的匹配区域 2201b 为丙烯约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(密度约 1.1g/cc、厚度约 90 μm、声速约 1800m/s)。

[0241] 并且,声透镜 209 使用声阻抗近似活体的硅橡胶(密度约 1.5g/cc、声速约 947m/s)。

[0242] 图 24 是示出本发明的实施方式 3 的匹配层的透射特性的图。

[0243] 图 24 示出上述结构的超声波振子的匹配层 2201 和 2202 针对各频率的透射率的平方(以下设为透射特性。)。这里,设为透射率的平方是因为,在利用超声波振子进行诊断的情况下,超声波往复于压电体与被检体之间,所以,2 次通过匹配层。

[0244] 更详细地讲,图 24 示出匹配层 2202 和匹配层 2201 的区域 2201a 的透射特性,图 25 示出匹配层 2202 和匹配层 2201 的区域 2201b 的透射特性。

[0245] 根据图 25 可知,2 个区域的透射特性大幅不同。在图 24 中透射率最大的峰值频率约为 4MHz,与此相对,在图 25 中约为 7MHz。

[0246] 这样,判明为,在具有 2 层的匹配层的情况下,通过改变其中至少 1 层的密度,能够改变透射的超声波的频率。(以下,设匹配层 101 那样具有密度不同的多个区域的(匹配)层为“多密度层”。)

[0247] 并且,在图 24 中,示出了多密度层为密度 5.4g/cc 和密度 1.1g/cc 这 2 种密度的情况下透射特性,但是,同样,在图 22 的结构的超声波振子中多密度层为下述密度的情况下,对透射特性进行评价并调查多密度层的密度与平均透射频率的关系的结果,成为图 27 的关系。

- [0248] (1) (银约 85%、二氧化硅约 15% 的混合物(密度约 5.4g/cc) :101a)
- [0249] (2) 铜约 80%、二氧化硅约 20% 的混合物(密度约 4.3g/cc)
- [0250] (3) 铜约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(密度约 3.3g/cc)
- [0251] (4) 二氧化硅 100% (密度约 2.1g/cc)
- [0252] (5) (丙烯约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(密度约 1.1g/cc) :101b)
- [0253] 任意情况下, 声速约为 1800m/s。并且, 厚度约为 90  $\mu$  m。
- [0254] 根据图 27 判明为, 在本实施方式的结构中, 相对于多密度层的密度增加, 平均透射频率降低。
- [0255] 并且, 以上示出匹配层 105 的厚度为 45  $\mu$  m、匹配层 101 的厚度为 90  $\mu$  m (声速均为约 1800m/s) 的例子, 但是, 作为本发明的实施方式, 不限于各匹配层的厚度, 发挥宽带化的效果。
- [0256] 例如, 图 26 示出在匹配层 2201 和 2202 的厚度均为 45  $\mu$  m 的情况下、匹配层 2201 的密度和透射 2 层的匹配层的平均频率的关系。如图 26 所示, 在 2 层的匹配层的厚度相同的情况下, 相对于多密度层的密度增加, 平均透射频率也降低。这里, 作为例子, 图 26 是示出匹配层 2202 为银约 95%、二氧化硅约 5% 的混合物(密度约 8.6g/cc) 情况下的关系的图。
- [0257] 如上所述, 根据本发明的一个方式的超声波探头, 能够实现超声波的透射率的频率特性不同的多个匹配区域。这是因为, 密度不同的多个匹配区域的超声波的透射率的频率特性不同。
- [0258] (实施方式 4)
- [0259] 图 30 是示出本实施方式的超声波振子的一例的概略剖视图。
- [0260] 与图 22 所示的实施方式 3 的超声波振子同样, 图 30 的超声波振子由压电体 208、在压电体 208 的相互面对的一对表面上形成的驱动电极 206 和 207、2 层的匹配层、声透镜 209 构成。2 层的匹配层为匹配层 3001、3002, 匹配层 3002 为多密度层。
- [0261] 即, 在实施方式 3 中, 2 层的匹配层中的被检体侧的层为多密度层, 与此相对, 在本实施方式中, 2 层的匹配层中的压电体 208 侧的层为多密度层。
- [0262] 本申请发明人进行专心研讨, 判明能够如下实现具有上述多密度层的 2 层的匹配层。
- [0263] 在本实施方式中, 设匹配层 3001 为丙烯约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(密度约 1.1g/cc、厚度约 90  $\mu$  m), 设匹配层 3002 的匹配区域 3002a 为银约 95%、二氧化硅约 5% 的混合物(密度约 8.6g/cc、厚度约 45  $\mu$  m), 设匹配区域 3002b 为银约 90%、二氧化硅约 10% 的混合物(密度约 6.6g/cc、厚度约 45  $\mu$  m), 设匹配区域 3002c 为银约 85%、二氧化硅约 15% 的混合物(密度约 5.4g/cc、厚度约 45  $\mu$  m), 设匹配区域 3002d 为铜约 80%、二氧化硅约 20% 的混合物(密度约 4.3g/cc、厚度约 45  $\mu$  m), 设匹配区域 3002e 为铜约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(密度约 3.3g/cc、厚度约 45  $\mu$  m)。
- [0264] 并且, 在任意区域中, 声速约为 1800m/s。
- [0265] 利用上述结构求出多密度层(匹配层 3002)的各区域的平均透射频率, 图 31 中实线 3101 示出多密度层(匹配层 3002)的密度与 2 层的匹配层的平均透射频率的关系。
- [0266] 根据图 31 判明为, 多密度层的密度越增加, 平均透射频率越降低。

[0267] 并且,如图 23 所示,在体侧的匹配层(图 30 中的匹配层 3001)为二氧化硅 100%(密度约 2.1g/cc、厚度约 90  $\mu\text{m}$ )的匹配层 2301 的情况下,匹配层 3002 的密度与 2 层的匹配层的平均透射频率的关系为图 31 的点划线 3102 所示的关系。

[0268] 在匹配层 3002 的密度相同的情况下,通过使匹配层 3001 的密度变化,平均透射频率也变化。即,判明为,通过具有 2 层的匹配层、且双方为多密度层,能够进一步扩大可实现的带宽(能够进一步实现宽带化)。

[0269] 由此,与具有多个匹配层、且其中 1 层为多密度层的超声波振子相比,具有多个多密度层的超声波振子能够进一步实现宽带化,所以是优选的。

[0270] 根据实施方式 3 和实施方式 4 判明为,通过具有 2 层的匹配层、且使至少 1 层为多密度层,不用改变匹配层的厚度,就能够收发各种频率的超声波,能够实现宽带的超声波振子。

[0271] (实施方式 5)

[0272] 接着,使用图 32 示出具有 3 层的匹配层、且至少 1 层为多密度层的例子。

[0273] 本申请发明人进行专心研讨,判明能够如下实现至少 1 层为多密度层的 3 层的匹配层。

[0274] 与实施方式 3 的超声波振子同样,图 32 的超声波振子由压电体 208、在压电体 208 的相互面对的一对表面上形成的驱动电极 206 和 207、匹配层、声透镜 209 构成。

[0275] 图 32 的超声波振子中的匹配层由 3 层的匹配层构成,设匹配层 3201 为丙烯约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(密度约 1.1g/cc、厚度约 45  $\mu\text{m}$ ),设匹配层 3203 为银约 90%、二氧化硅约 10% 的混合物(密度约 6.6g/cc、厚度约 90  $\mu\text{m}$ )。

[0276] 并且,匹配层 3202 为多密度层,设匹配区域 3202a 为银约 88%、二氧化硅约 12% 的混合物(密度约 6.0g/cc、厚度约 45  $\mu\text{m}$ ),设匹配区域 3202b 为银约 85%、二氧化硅约 15% 的混合物(密度约 5.4g/cc、厚度约 45  $\mu\text{m}$ ),设匹配区域 3202c 为铜约 80%、二氧化硅约 20% 的混合物(密度约 4.3g/cc、厚度约 45  $\mu\text{m}$ ),设匹配区域 3202d 为铜约 55%、二氧化硅约 45% 的混合物(密度约 3.3g/cc、厚度约 45  $\mu\text{m}$ ),设匹配区域 3202e 为二氧化硅约 100% (密度约 2.1g/cc、厚度约 45  $\mu\text{m}$ )。

[0277] 并且,在任意区域中,声速约为 1800m/s。

[0278] 利用上述结构求出多密度层(匹配层 3202)的各区域的平均透射频率,图 33 中实线 3301 示出多密度层(匹配层 3202)的密度与 3 层的匹配层的平均透射频率的关系。

[0279] 根据图 33 判明为,多密度层的密度越增加,平均透射频率越降低。

[0280] 并且,如图 34 所示,在体侧的匹配层(图 32 中的匹配层 3203)为银约 95%、二氧化硅 5% 的匹配层 3401 的情况下,匹配层 3202 的密度与 3 层的匹配层的平均透射频率的关系为图 33 的点划线 3302 所示的关系。

[0281] 可知,在匹配层 3202 的密度相同的情况下,通过使匹配层 3203 的密度变化,平均透射频率变化。即,可知,通过具有 3 层的匹配层、且其中 2 层为多密度层,与仅 3 层中的 1 层为多密度层的情况相比,能够扩大可实现的带宽(能够进一步实现宽带化)。

[0282] 即,与实施方式 4 同样,在具有 3 层的匹配层的情况下,通过具有多个多密度层,能够进一步实现宽带化,所以可以说是优选的。

[0283] 另外,实施方式 3 ~ 5 均如下所述。

[0284] 在实施方式 3～5 中示出了具有 2 层或 3 层的匹配层的超声波振子，但是，在 4 层以上或 1 层的匹配层的情况下也同样，通过至少使其中 1 层为多密度层，发挥本发明的效果。但是，与具有 1 层的匹配层的情况（即仅具有多密度层的情况）相比，通过具有 2 层以上的匹配层、且至少 1 层为多密度层，宽带化的效果显著提高。因此，优选构成为具有 2 层以上的匹配层、且至少 1 层为多密度层。

[0285] 并且，在本实施方式 3～5 中，设多密度层为分别各具有一个密度不同的区域的层进行了说明，但是，图 28 示出实施方式 3 的另一方式，如匹配层 2801 那样，也可以构成为具有 2 个以上的相同密度的区域。通过在多个部位具有相同密度的区域，能够进一步减轻被检体内的超声波射束形状的频率依存性，超声波射束扫描方向（X 方向或 Y 方向）的清晰度提高，所以是优选的。

[0286] 并且，在本发明的超声波振子中的多密度层中，优选密度不同的各区域的宽度（至少一个方向的区域宽度）比在压电体中产生的超声波的波长长。

[0287] 这是因为，通过波的衍射现象，消除了由于超声波的波长以下的密度变化而引起的宽带化的效果的一部分，通过使各区域的宽度比在压电体中产生的超声波的波长长，得到更大的宽带化的效果，是更加优选的。

[0288] 并且，图 29 示出多密度层的密度分布的例子。这里，设横轴为 X 方向，但是，只要是与 Z 方向垂直的（XY 面内的）方向即可，可以将任意方向设为横轴。并且，由于所述理由（根据波长以上的宽度的区域中的密度变化，宽带化的效果增大），纵轴设为与超声波的波长相同的（横轴的：这里为 X 方向的）长度区域的平均密度。例如，图 29 示出匹配层 2201 的密度分布，如点划线 2901 所示，分成 1.1g/cc 的部分和 5.4g/cc 的部分这 2 个部分。

[0289] 但是，例如如实线 2902 或虚线 2903 那样，即使是密度连续变化的多密度层，只要是在与超声波的波长相同程度的长度区域中平均的密度根据场所而变化的多密度层，则宽带化的效果增大，所以，发挥本发明的效果。

[0290] 并且，在本实施方式的多密度层中，密度不同的多个区域（2201a 和 2201b）在图 22 中与 Y 方向垂直的表面进行分割，但是，不是必须为与 Y 方向垂直的表面，分割的表面不是与 Z 方向垂直的表面即可。

[0291] 并且，在本实施方式中，使用由铜、银或丙烯与二氧化硅的混合物构成的匹配层，但是，这些是一例，当然也可以使用铁或钨等的其他材料。

[0292] 但是，关于这里所示的铜、银或丙烯与二氧化硅的混合物，通过改变其混合比例，密度的变化增大，并且声速大致恒定，所以，能够抑制由于透射各区域的超声波的时间偏差而引起的超声波诊断图像的画质降低，所以，可以说是本发明优选的材料。

[0293] 特别地，例如，通过使银在二氧化硅中混合的比例为 0%～99% 的范围内的任意比例，能够在约 2.2～约 8.6g/cc 的宽范围内实现任意的密度，通过混合银并按照场所改变其浓度，宽带化的效果进一步增大。

[0294] 并且，例如，通过使铜在二氧化硅中混合的比例为 0%～99% 的范围内的任意比例，能够在约 2.2～约 5.6g/cc 的范围内实现任意的密度，并且，能够实现非常廉价的匹配层，所以是优选的。

[0295] 并且，例如，通过使丙烯在二氧化硅中混合的比例为 0%～55% 的范围内的任意比例，能够在约 2.2～约 1.1g/cc 的范围内实现任意的密度，是优选的。

[0296] 通过分别在上述范围中增加二氧化硅中混合的银或铜的比例,密度单调增加,通过增加丙烯的比例,密度单调减少,所以,容易设计匹配层。

[0297] 并且,优选在匹配层材料成膜后进行烧结工序。即,所述匹配层不是在银、铜等的金属粒子在结合材料内单独分散的常态下使用,优选结合各个粒子而整体化,由此,能够得到更高阻抗的膜,宽带化的效果也增大。

[0298] 并且,优选二氧化硅中混合的金属为低于数百纳米级的金属纳米粒子。金属纳米粒子根据其表面积的大小而富有反应性,烧结开始温度为100℃～350℃,温度依赖于粒径而变化,但是,能够通过廉价的加热单元缩短升温、降温的时间,能够廉价地制作匹配层。

[0299] 并且,上述示出使用二氧化硅作为结合材料的例子,但是,也可以使用氧化钛或氧化铌等的其他无机系结合材料,还可以使用有机系的结合材料。但是,在使用二氧化硅的上述例子中,能够抑制声速的变化并增大密度的变化,进而,考虑廉价等方面,是作为本发明的结合材料的最佳材料。

[0300] 进而,关于本发明的超声波振子中的匹配层,优选通过水等稀释匹配层用的材料,通过印刷或喷射方式进行成膜。使用按照每种材料而不同的喷嘴,通过印刷或喷射方式进行成膜,由此,容易按照每个场所改变混合材料的浓度,与使用蒸镀、溅射、旋涂等手段的情况相比,能够廉价地形成多密度层,所以,在本发明中是优选的。

[0301] 并且,如上所述,在通过按照每个场所(匹配区域)改变多个材料的浓度而实现的多密度层中,优选在相邻的区域中包含同一材料,由于每个匹配区域的紧密贴合性提高,所以,超声波振子的振动耐性和耐热性提高。

[0302] 并且,如上所述,在由多个材料的混合物构成的匹配层的情况下,更加优选为平均粒径相差一位程度(至少5倍)以上的材料的混合物,通过使用粒径不同的多个材料的混合物,在浓度不同的多个区域中,能够使声速保持大致恒定。

[0303] 在多密度层的密度不同的多个区域中,通过使厚度或声速也不同,如上所述,引起由于透射各区域的时间偏差而使超声波波形劣化的课题。但是,宽带化的效果进一步增大。因此,也可以构成为具有密度和厚度或声速的双方不同的多个区域。即,也可以构成为与现有例(专利文献1)进行组合。

[0304] 在本发明中,由于密度也不同,所以,与现有例相比,能够以较少的声速或厚度的差异实现宽带化,与仅直接使用现有例的情况相比,能够抑制超声波波形的劣化并实现宽带化。

[0305] 在多密度层中的多个区域中,在构成为声速或厚度不同的情况下,优选超声波通过各匹配区域的时间偏差为超声波的一个周期的1/4以下。这是因为,能够进一步抑制由于超声波波形的劣化而引起的清晰度的降低。

[0306] (实施方式6)

[0307] 在本实施方式中,示出具有实施方式3～5所示的超声波振子的超声波诊断装置。

[0308] 本实施方式的超声波诊断装置的结构如图4所示。但是,超声波探头403采用图2所示的结构。超声波探头403具有实施方式3～5所示的超声波振子。

[0309] 信号电极206和接地电极207形成在压电体208的相互面对的一对表面上,在形成有信号布线206的表面,多个压电体208以一维阵列状粘接在吸收不需要声波的衬垫部件201上。

[0310] 在压电体 208 的 +Z 侧具有匹配层 203, 在匹配层 203 的 +Z 侧具有声透镜 209, 构成为通过声透镜对被检体(图略)放射超声波。

[0311] 这里, 如实施方式 3 ~ 5 记载的那样, 匹配层 203 包含多密度层。

[0312] 通过使用实施方式 3 ~ 5 所记载的超声波振子(具有包含多密度层的匹配层的超声波振子)的超声波探头, 能够进行更宽带的超声波的收发, 能够进行高清晰度的超声波诊断。

[0313] 并且, 通常, 如图 35 所示, 在利用一个声透镜使从具备不具有多密度层的匹配层 3503 的超声波振子放射的超声波会聚的情况下, 频率越高的超声波, 得到越强的会聚效果, 所以, 如图 35 中点划线 3501 所示缩小为较细, 但是, 频率越低的超声波, 会聚效果越弱, 如实线 3502 所示, 成为较粗的超声波射束。

[0314] 这样, 意味着作为粗细根据频率而不同的超声波射束在被检体内传播, 即, 成为超声波脉冲的波形根据被检体内的场所而不同的形状, 引起超声波诊断图像的画质降低。

[0315] 因此, 如图 36 所示, 优选使用本发明的匹配层 3603 (包含至少一层的多密度层), 设计成从 X 方向(各超声波振子的长度方向)的两端放射的超声波的平均频率低于从中心部分放射的超声波的平均频率。例如, 在实施方式 3 ~ 5 所示的例子中, 任意情况下, 多密度层的密度越高, 平均透射频率越低, 在这些情况下, 通过采用越是 X 方向的两端、多密度层的密度越高的结构, 能够实现上述情况。

[0316] 如点划线 3601 所示, 频率越高的超声波越是从中心附近放射, 如实线 3602 所示, 频率越低的超声波越是从宽区域放射, 通过采用这种结构, 在利用一个声透镜进行会聚的情况下, 也能够将被检体内的射束粗细调节为相同程度, 能够抑制由于被检体内的场所不同而引起的超声波脉冲波形的变化, 由此, 能够抑制超声波诊断图像的画质降低。

[0317] 并且, 如图 37 所示, 通过使用本发明的匹配层 3703 (包含至少一层的多密度层), 设计成从 X 方向(各超声波振子的长度方向)的两端放射的超声波的平均频率高于从中心部分放射的超声波的平均频率, 能够构成为, 如点划线 3701 所示, 将频率较高的超声波缩小为较细, 如实线 3702 所示, 较粗地传播频率较低的超声波。

[0318] 通过采用图 37 的结构, 按照每个频率对在被检体反射的超声波信号进行分离并制作超声波诊断图像, 能够得到由较细的射束得到的超声波诊断图像和由较粗的射束得到的超声波诊断图像双方的信息。

[0319] 由较粗的射束得到的超声波诊断图像是区域内的反射或散射被平均的图像, 所以, 通过将其用于位置调节, 能够进行高速的定位, 由较细的射束得到的超声波诊断图像未对局部得到的反射或散射的信息进行平均, 能够以高对比度得到该图像。

[0320] 更一般地讲, 作为能够廉价地实现高 S/N 的超声波诊断的结构, 优选为图 36 的结构, 但是, 在如初期癌症的发现等、需要基于更加详细的图像进行诊断的用途中, 优选为图 37 的结构。

[0321] 并且, 进而, 如图 2 所示, 在多个超声波振子排列成一维阵列状的超声波探头中, 具有图 36 的结构的超声波振子和图 37 的结构的超声波振子双方, 使各个超声波振子在不同的定时进行超声波振动, 由此, 能够同时实现双方的超声波振子的特性, 所以是优选的。

[0322] 并且, 更加优选为不同顺序的超声波振子排列成一维阵列状。通过使各个超声波振子以不同的频率特性发送超声波, 能够发送具有较宽频带的超声波。

[0323] 并且,更加优选为周期性地以等间隔的方式配置相同结构的超声波振子。例如,优选为交替排列图36的结构的超声波振子和图37的结构的超声波振子的超声波探头。并且,优选构成为将2个图36的结构的超声波振子和1个图37的结构的超声波振子作为3个超声波振子集而周期性地排列等。

[0324] 如上所述,通过周期性地排列,能够以更高的清晰度同时实现双方的超声波振子的特性。

[0325] 另外,在本实施方式中示出了一维阵列型的超声波探头,但是,二维阵列型的超声波探头当然也发挥同样的效果。

[0326] 并且,对利用缆线连接诊断装置和超声波探头的结构的超声波诊断装置进行了说明,但是,也可以构成为在两者之间以无线方式传送信号。

[0327] 以上示出了本发明的超声波振子和超声波诊断装置,但是,本说明书所示的结构是一例,当然能够在不脱离本发明主旨的范围内进行各种变更。

[0328] 如上所述,根据本发明的一个方式的超声波探头,能够取得高清晰度的超声波诊断图像。

[0329] 并且,能够取得高S/N的超声波诊断图像。

[0330] 并且,能够取得高清晰度、且S/N高的超声波诊断图像。

[0331] 以上,根据实施方式说明了本发明的安装方法,但是,本发明不限于该实施方式。只要不脱离本发明的主旨,则对本实施方式实施本领域技术人员想到的各种变形而得到的方式、组合不同实施方式中的结构要素而构筑的方式也包含在本发明的范围内。

#### [0332] 【产业上的可利用性】

[0333] 根据本发明的超声波探头,能够抑制副瓣并任意设计每个频率的声场分布,作为高清晰度的超声波诊断装置用超声波探头等是有用的。

#### [0334] 标号说明

[0335] 101、203、301、601、703、804、904、1301、1401、1501、1606、1607、2006、2007、2008 :匹配层;101a、101b、101c、601a、602b、602c、703a、703b、703c、804a、804b、804c、904a、904b、904c、1601、1602、1603、1604、1605、2001、2002、2003、2004、2005 :匹配区域;102、304、403、602 :超声波探头;103 :主瓣;104 :副瓣;201 :衬垫;202 :接地布线;204 :信号布线;205 :超声波振子;206 :信号电极;207 :接地电极;208 :压电体;209 :声透镜;302 :主瓣;303 :副瓣;401 :超声波诊断装置;402 :被检体;404 :诊断装置主体;405 :缆线;701、801、802、803、901、902、903 :第二匹配部件;702 :第一匹配部件;1502 :第三匹配部件。

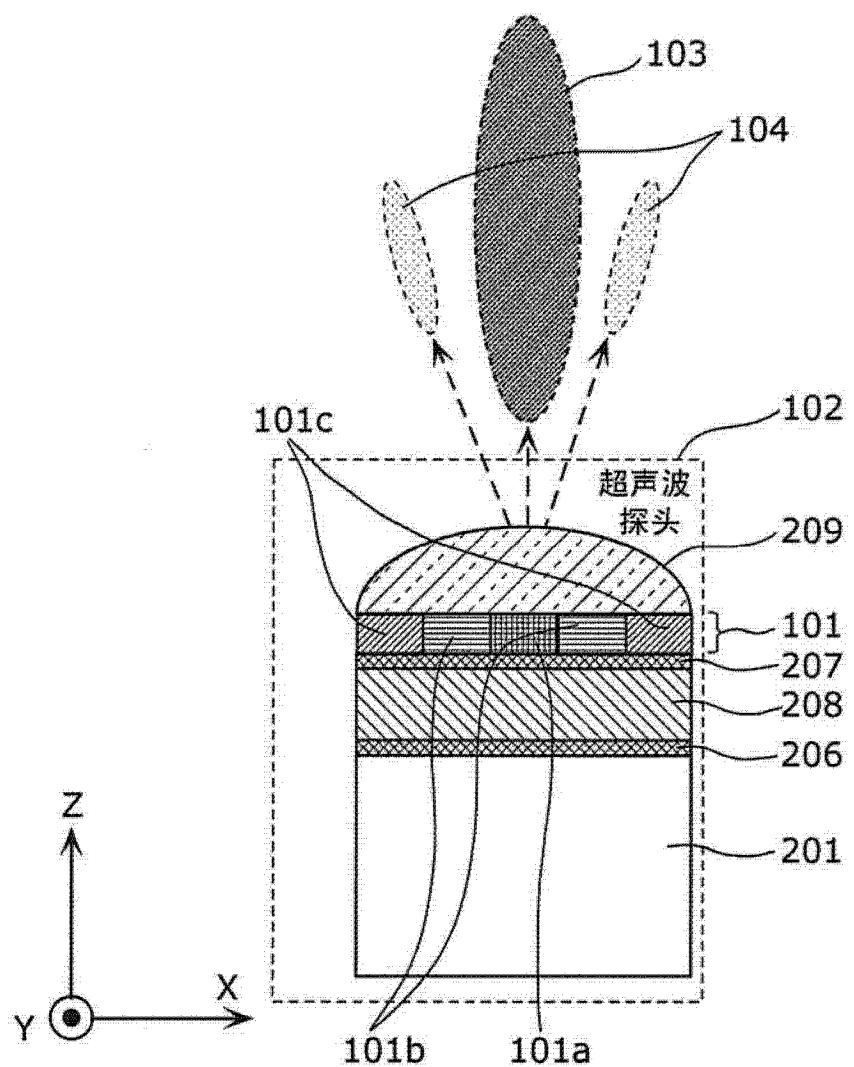


图 1

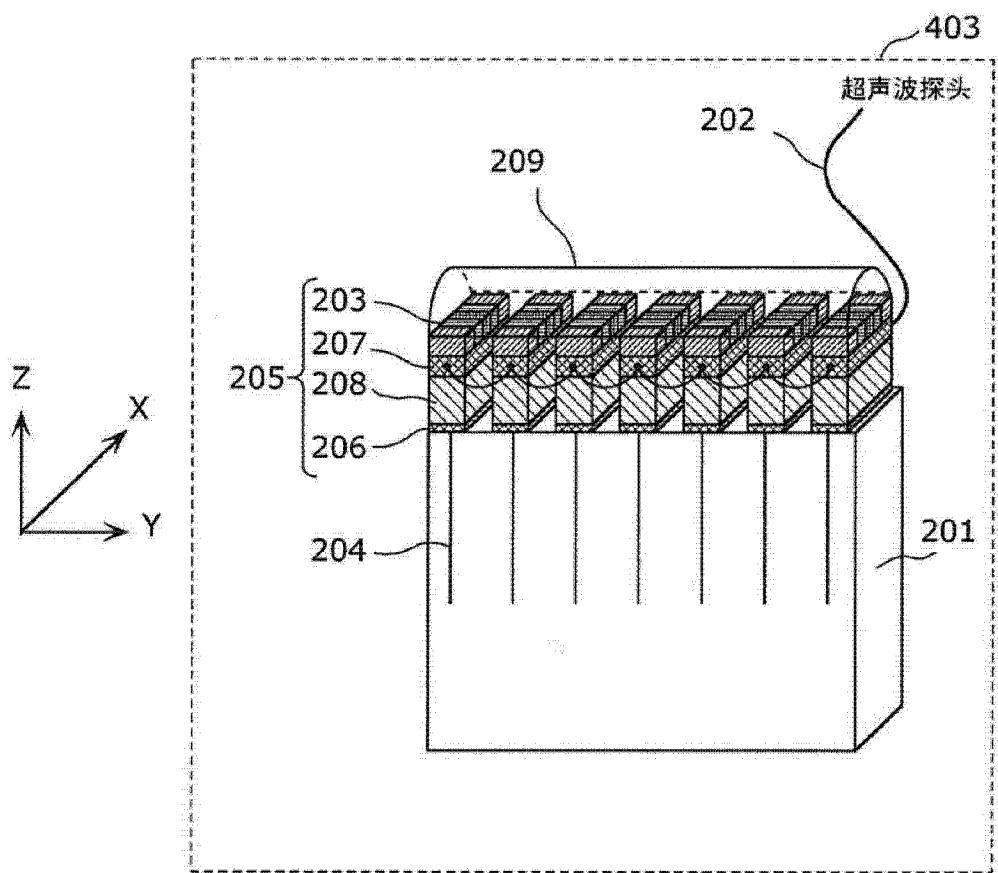


图 2

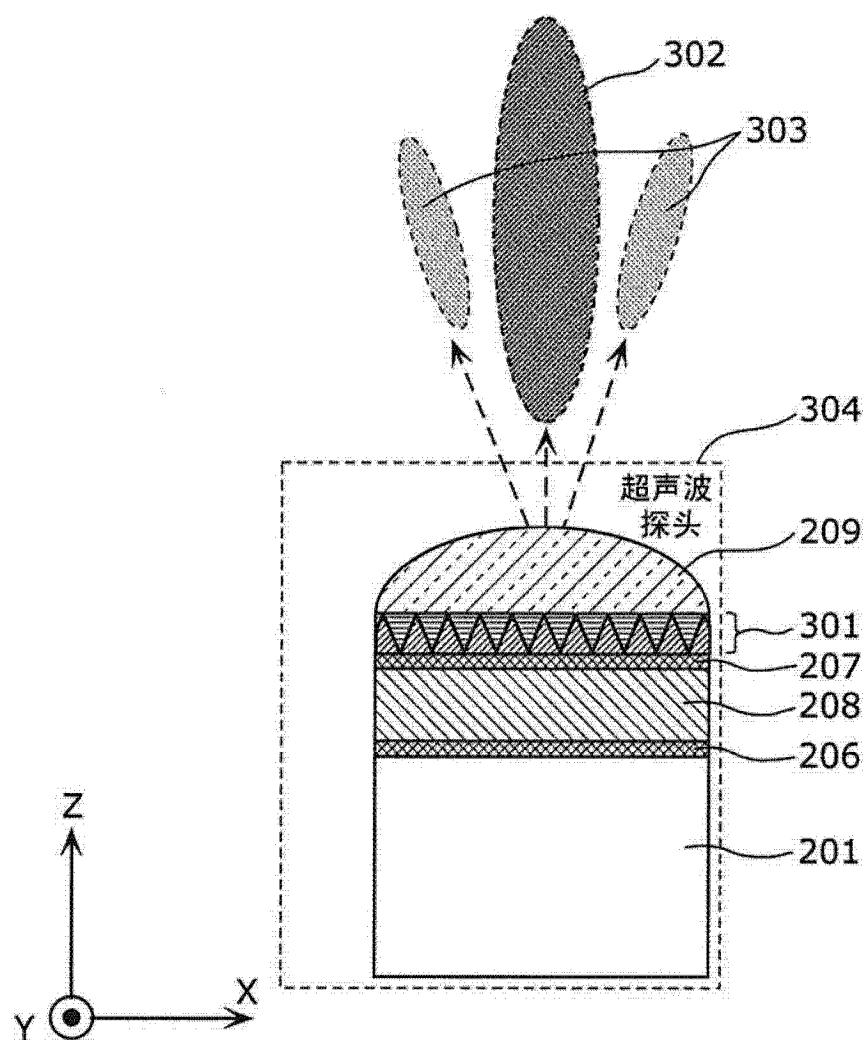


图 3

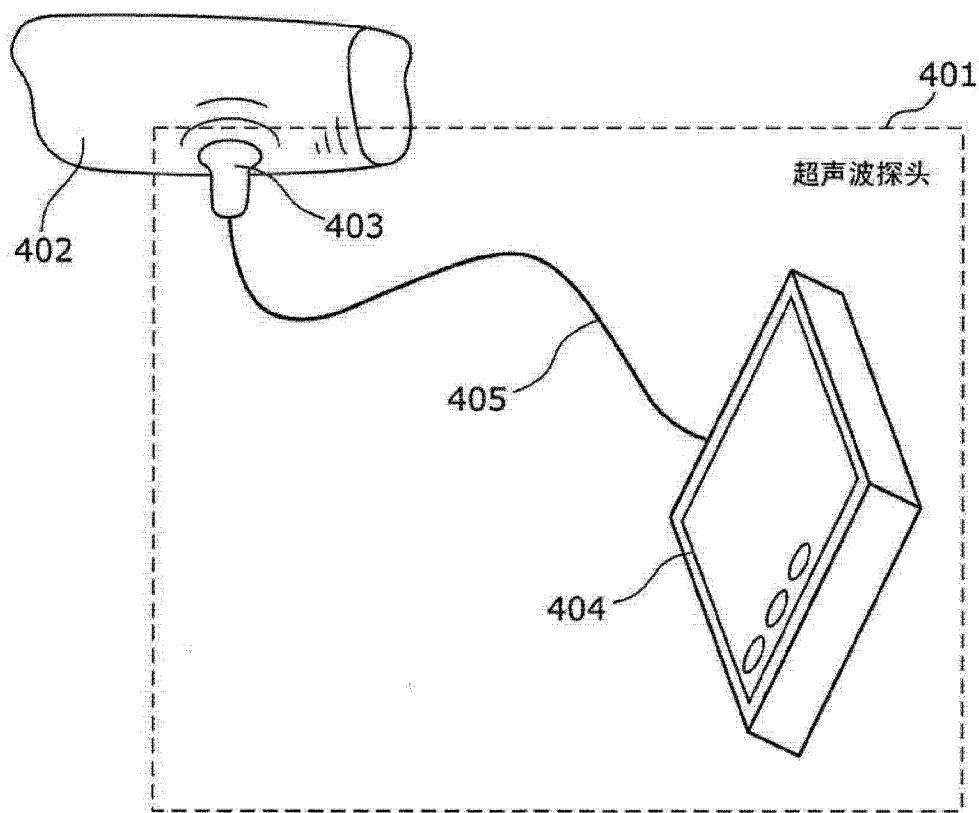


图 4

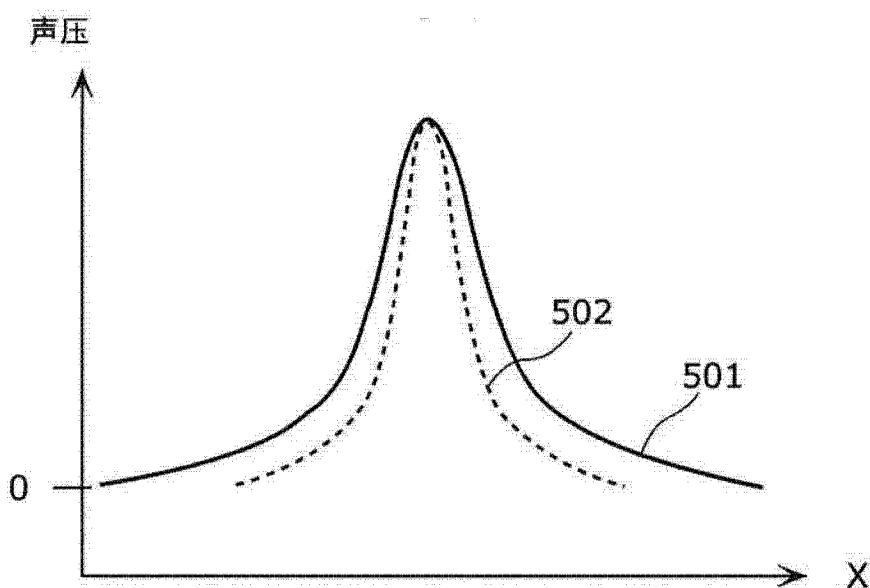


图 5

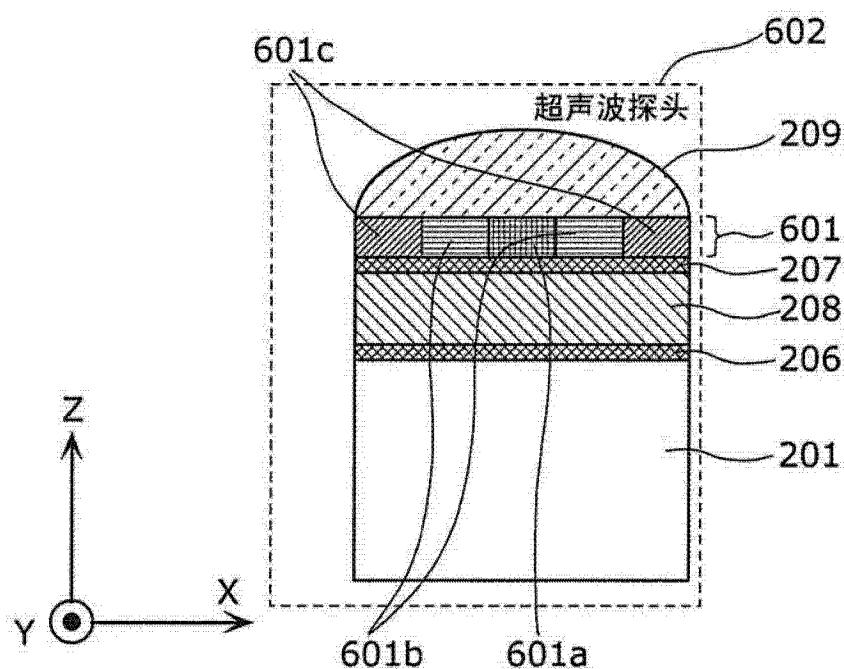


图 6

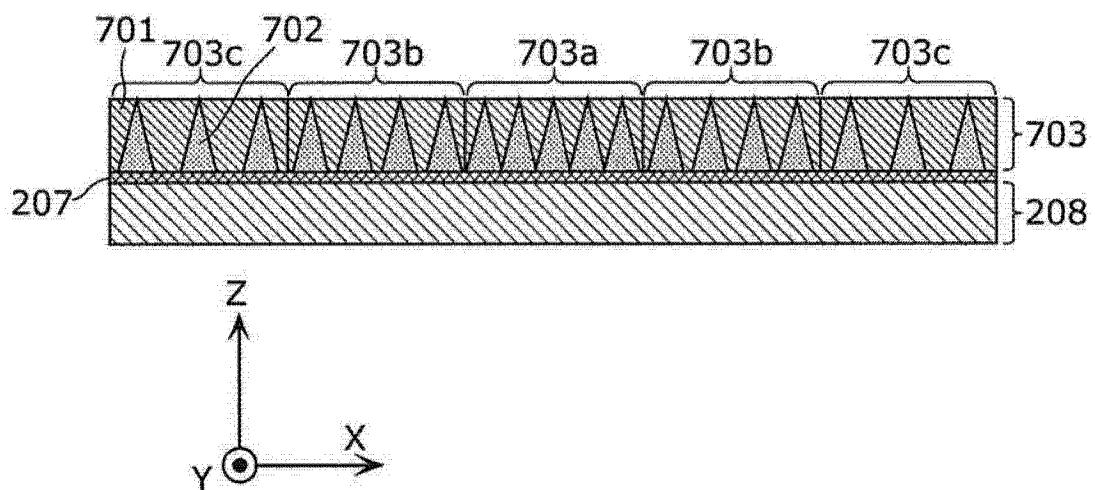


图 7

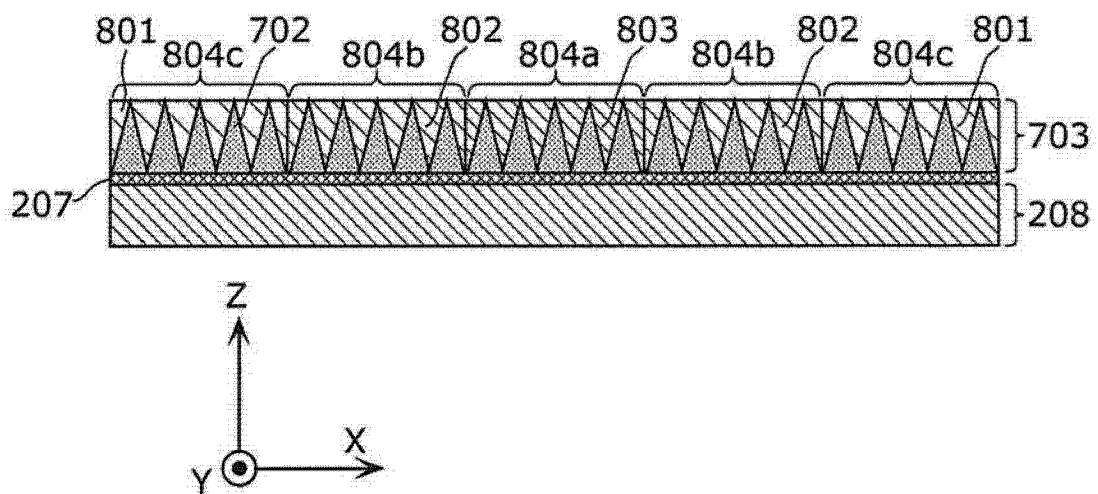


图 8

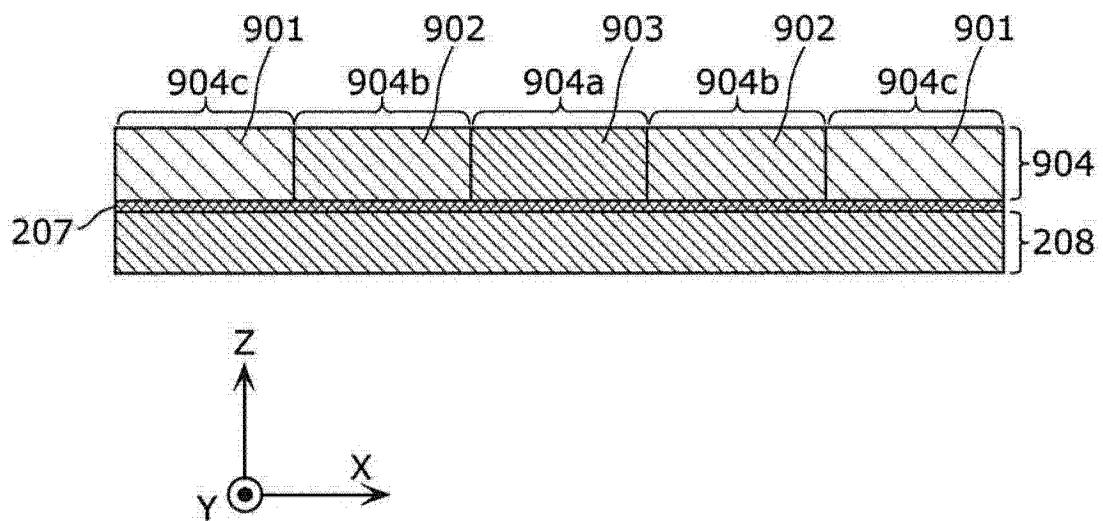


图 9

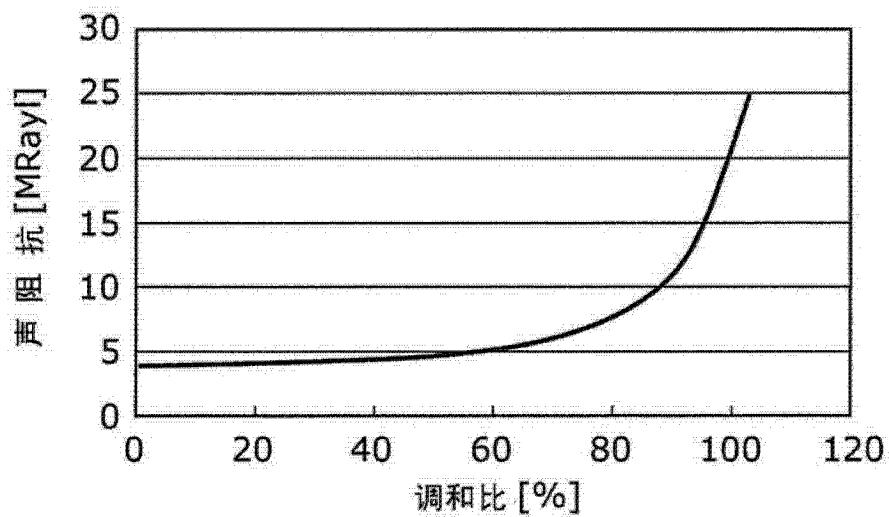


图 10

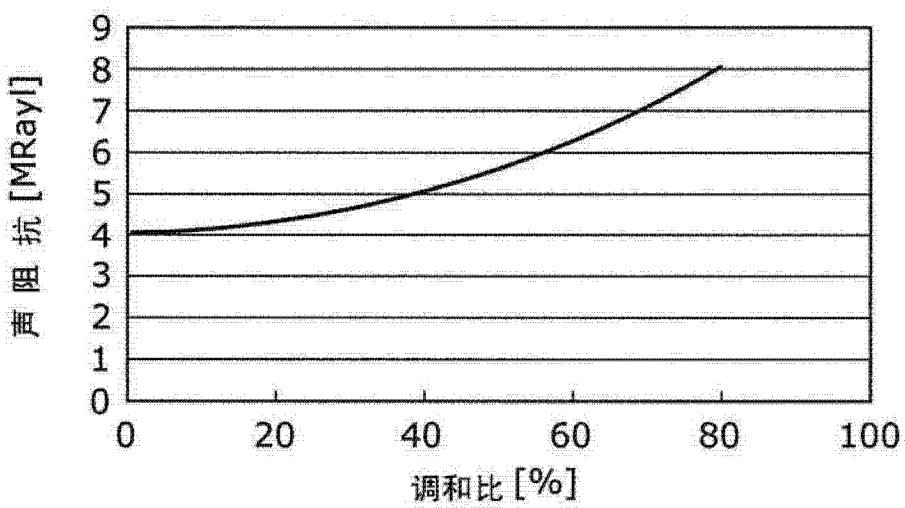


图 11

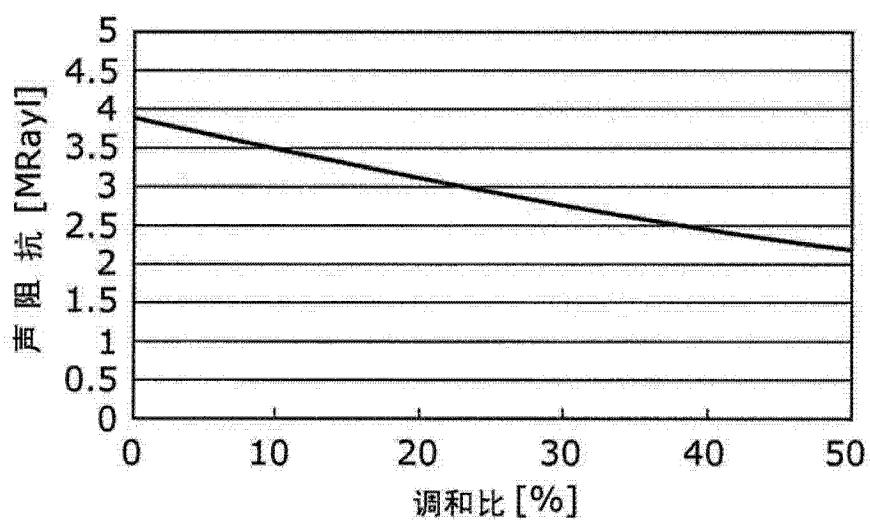


图 12

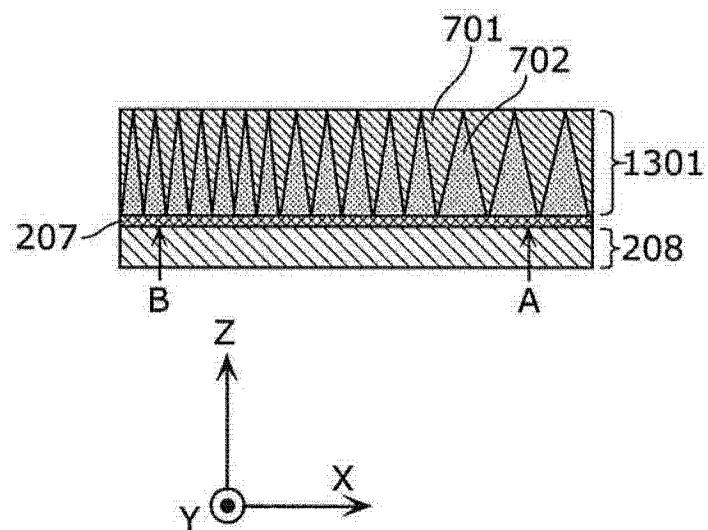


图 13

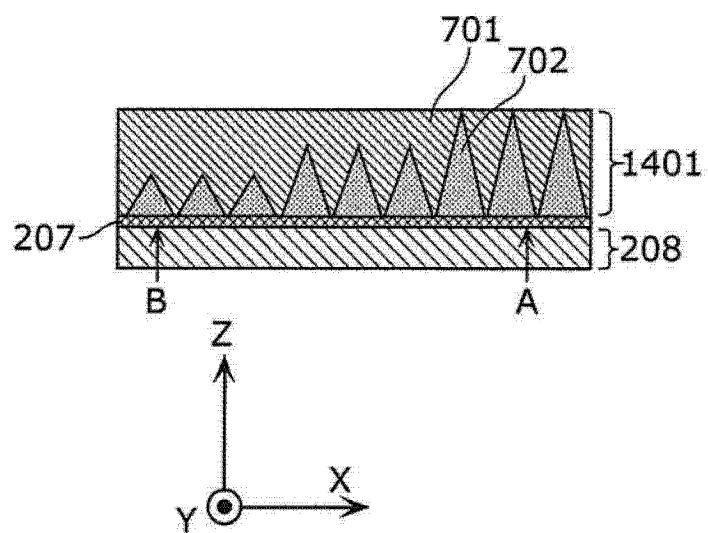


图 14

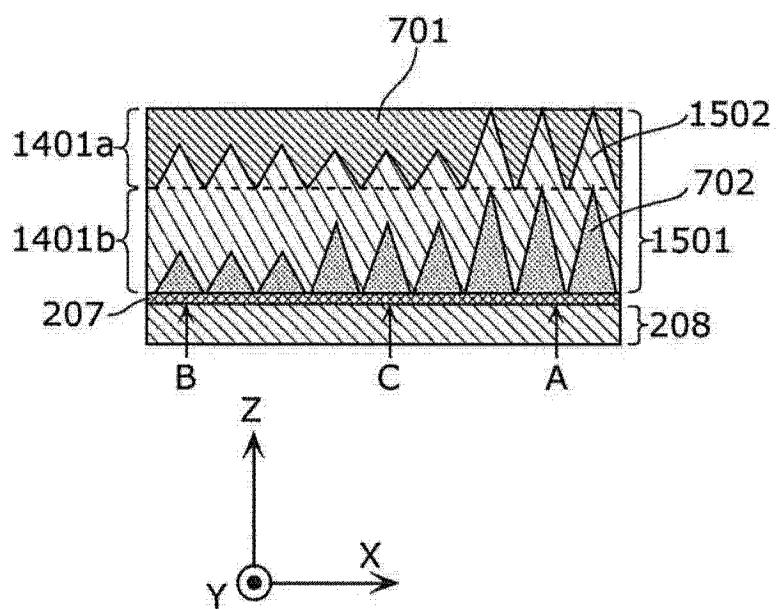


图 15

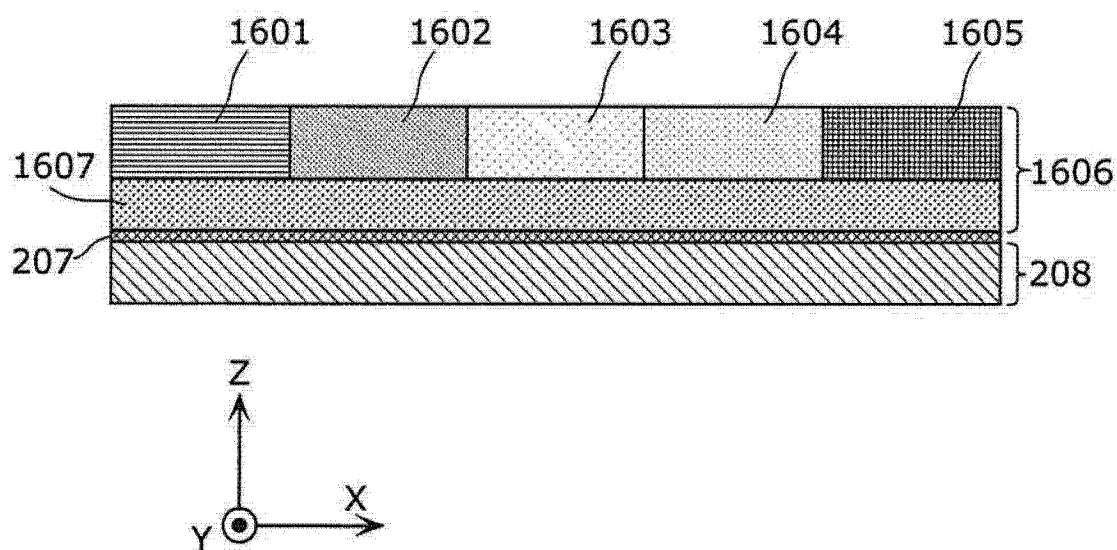


图 16

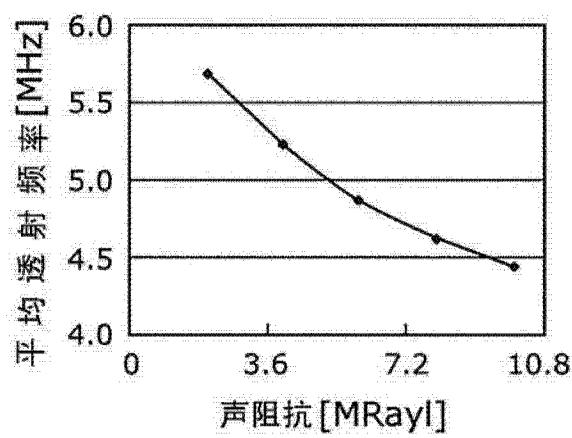


图 17

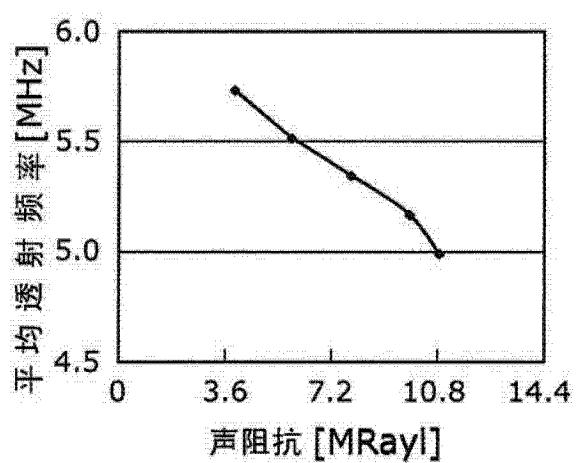


图 18

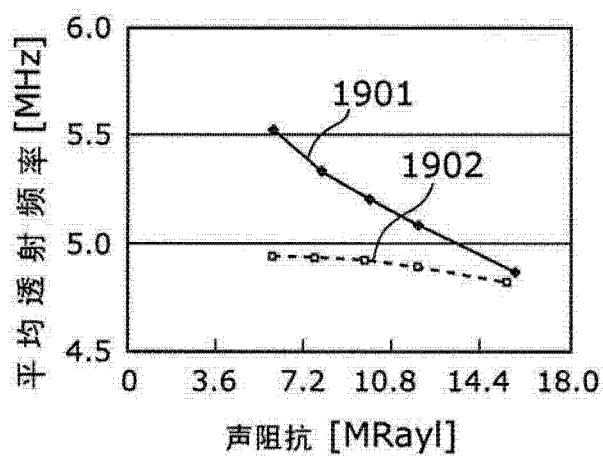
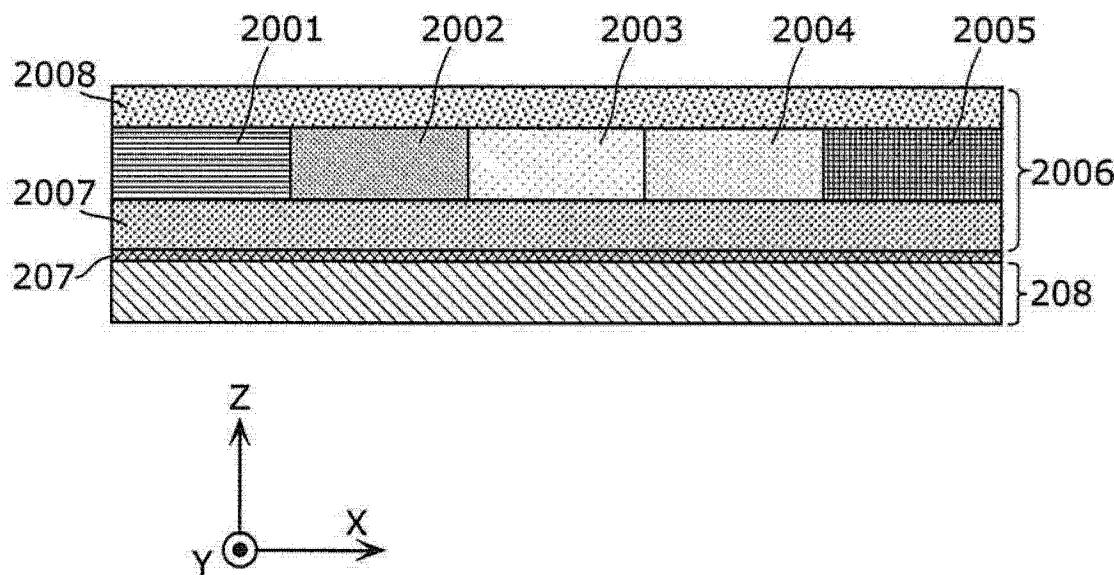


图 19



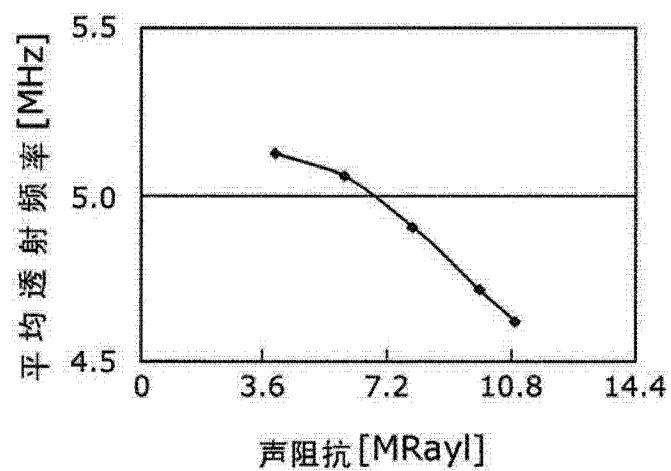


图 21

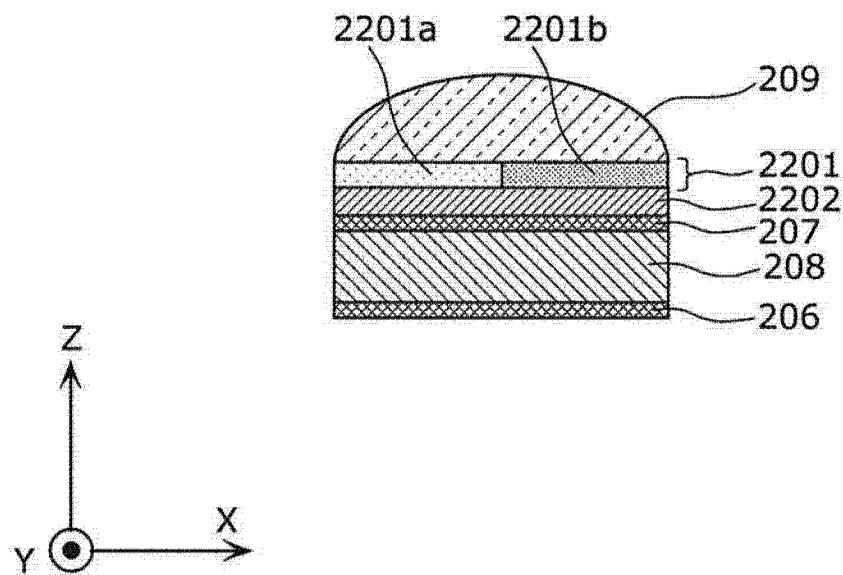


图 22

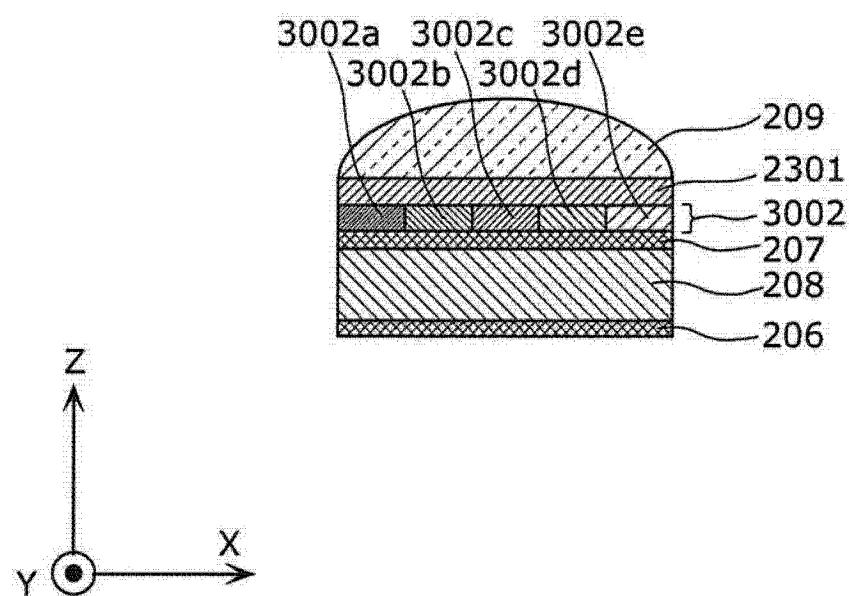


图 23

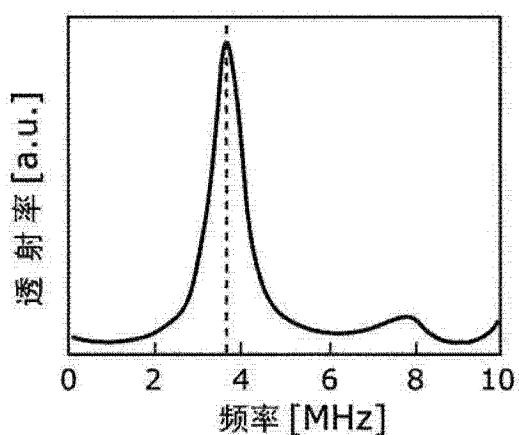


图 24

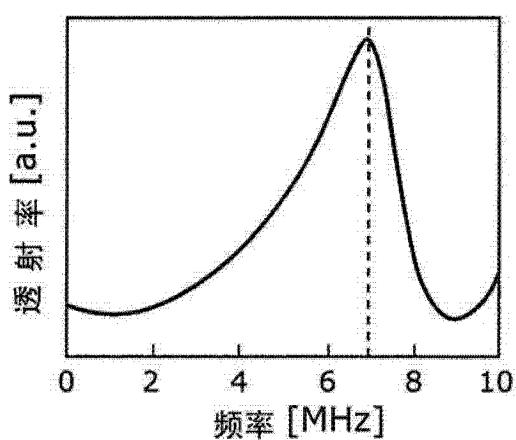


图 25

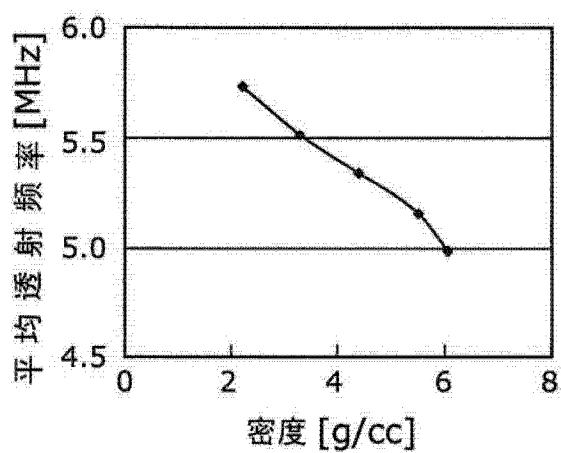


图 26

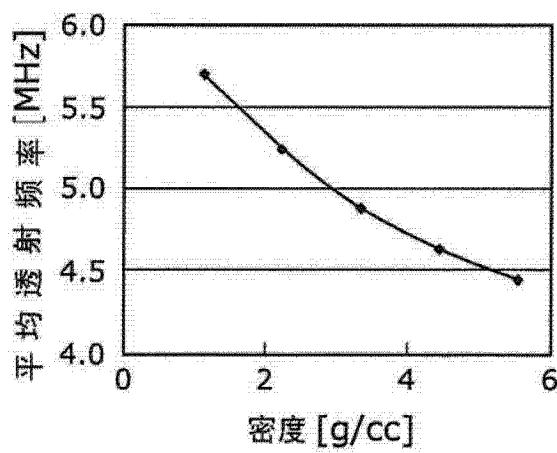


图 27

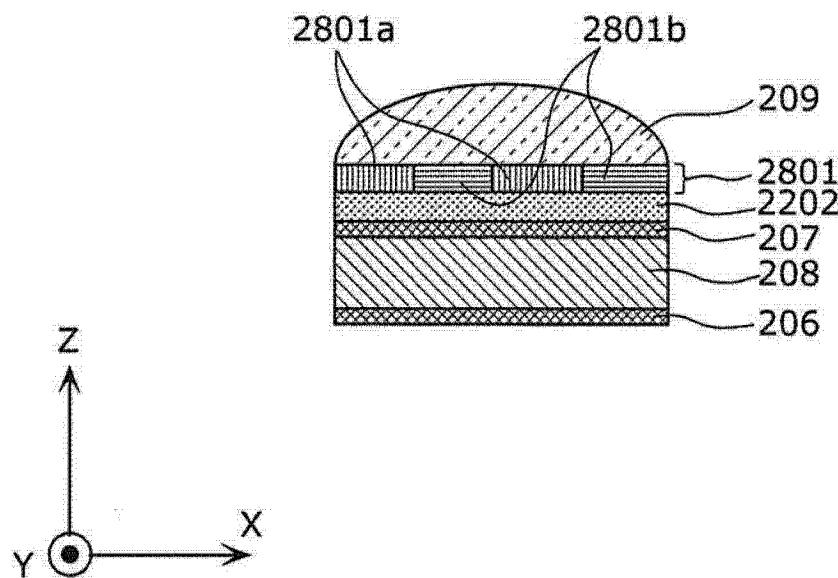


图 28

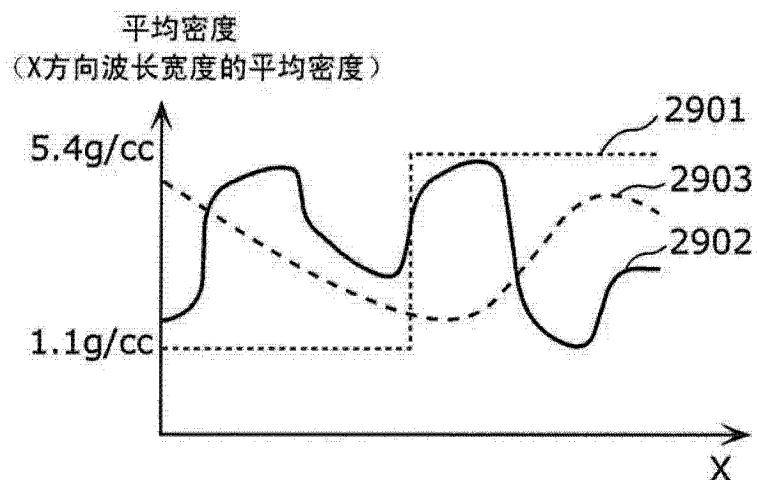


图 29

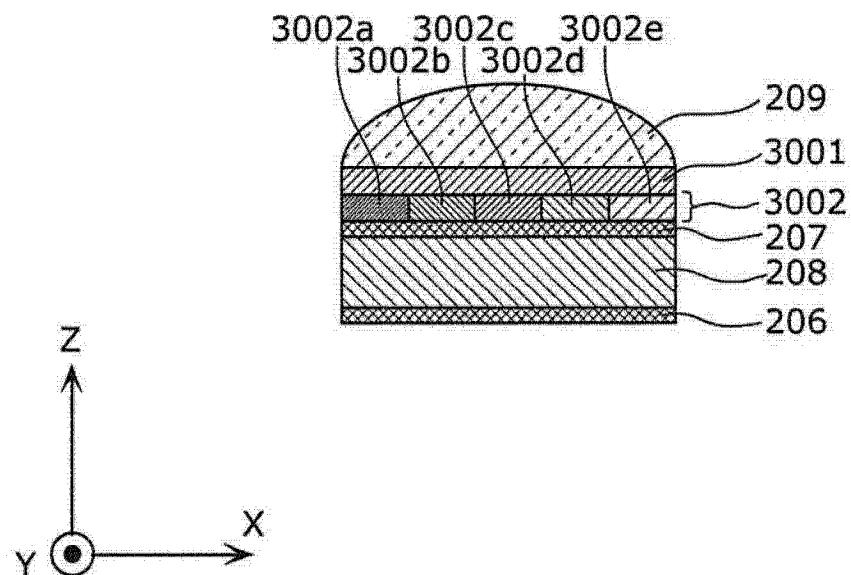


图 30

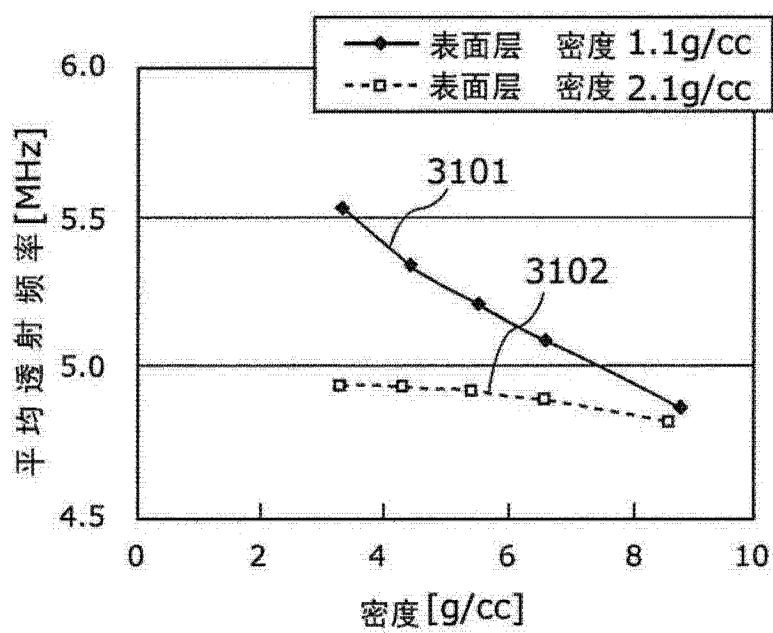


图 31

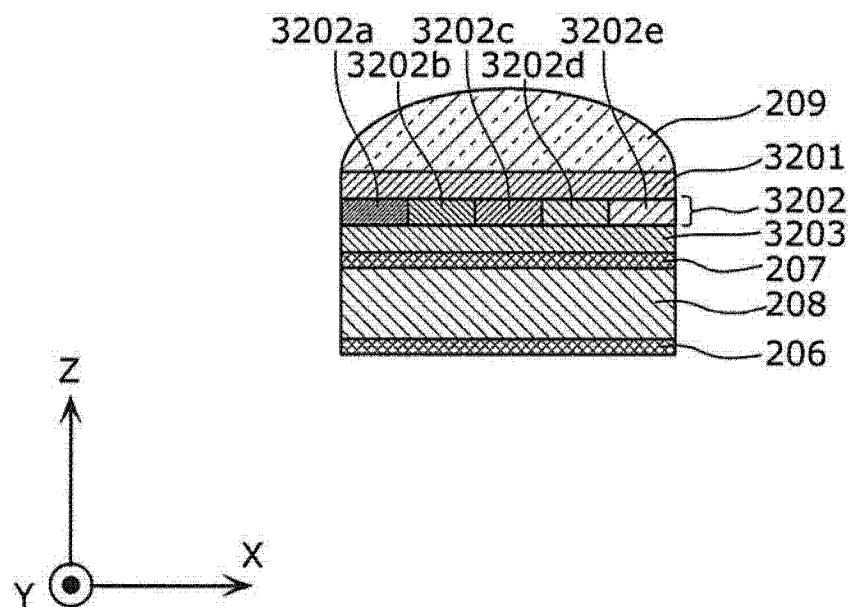


图 32

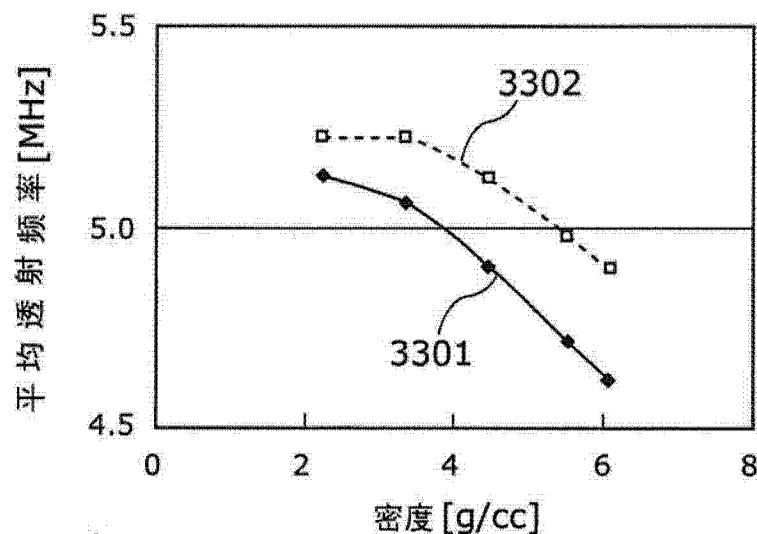


图 33

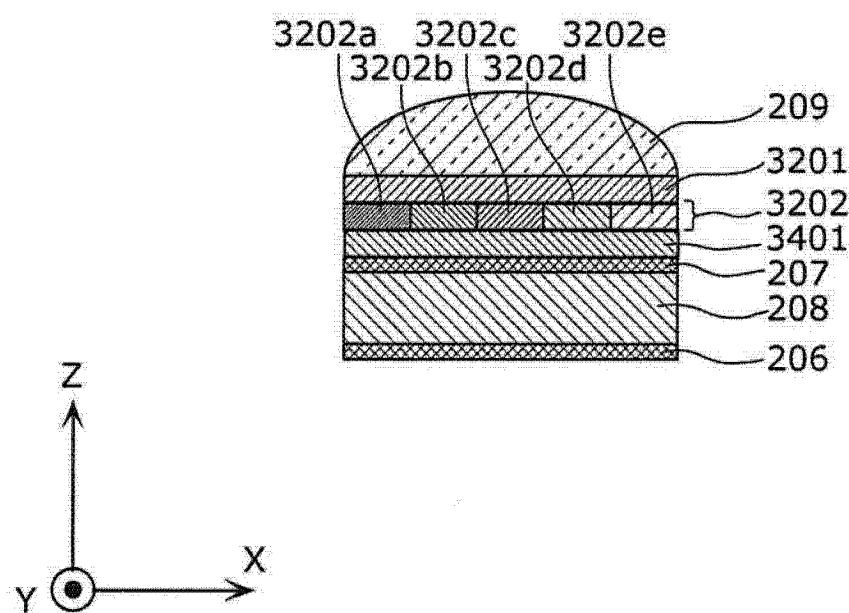


图 34

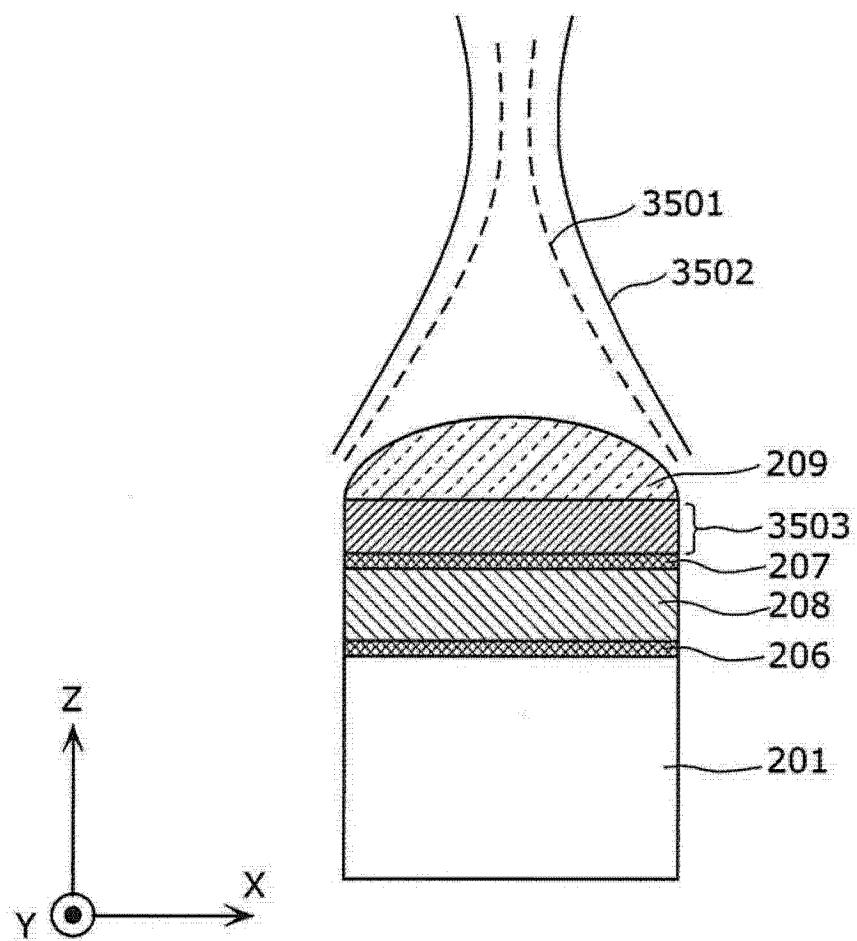


图 35

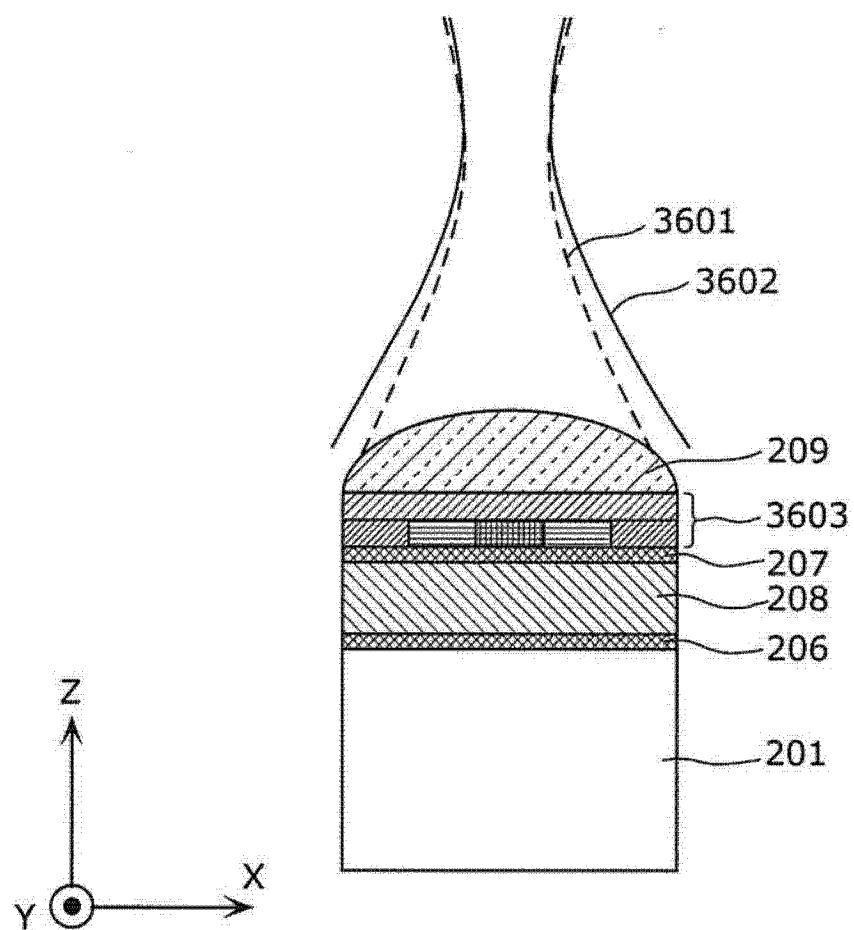


图 36

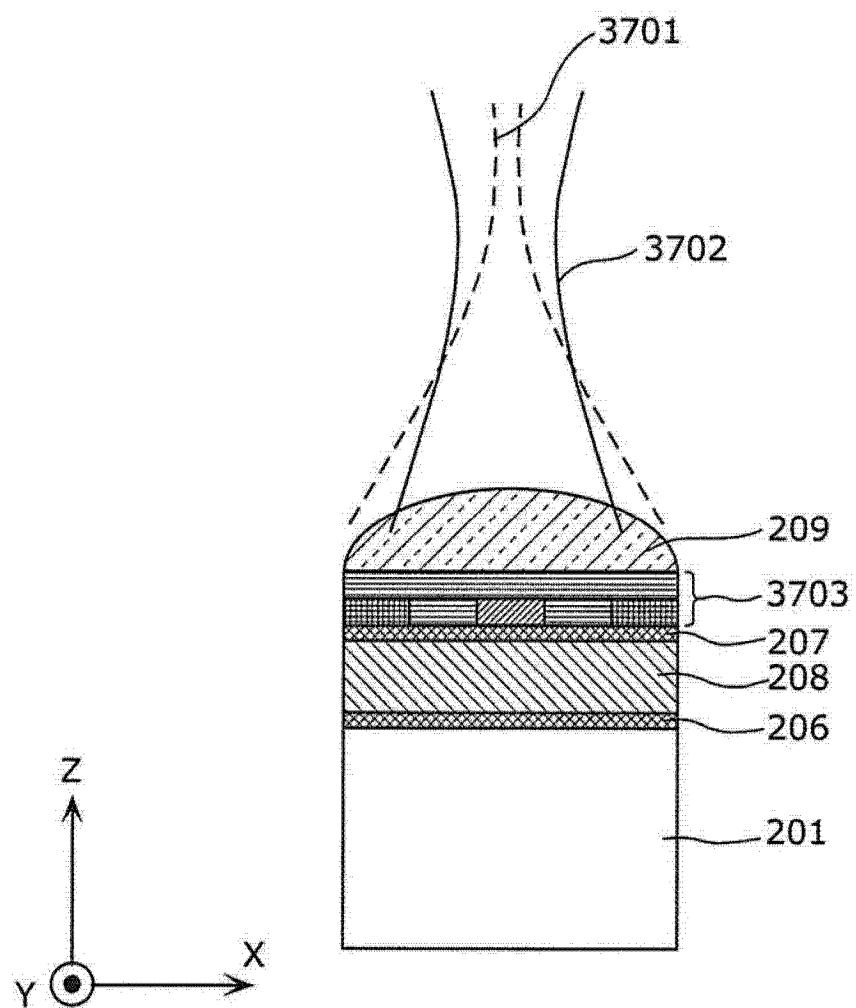


图 37

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102959993A</a>	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	CN201280001712.4	申请日	2012-02-13
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	楠龟弘一 小椋高志 永田贵之		
发明人	楠龟弘一 小椋高志 永田贵之		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
CPC分类号	B06B1/067 A61B8/4488 A61B8/14 G10K11/02 B06B3/00 Y10S977/904 A61B8/4281 B82Y5/00 A61B8/4444 Y10S977/773 A61B8/4494		
代理人(译)	王成坤 胡建新		
优先权	2011095527 2011-04-21 JP 2011095526 2011-04-21 JP		
其他公开文献	CN102959993B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

超声波探头(102)的超声波的传播效率较高，并且能够取得清晰度较高的超声波诊断图像，超声波振子具有：压电体(208)，产生超声波；以及第一匹配层(101)，从压电体(208)观察配置在规定方向上，用于进行压电体(208)与被检体的声匹配，第一匹配层(101)具有规定方向的厚度恒定、在与规定方向垂直的方向上排列的、包含超声波的透射率的频率特性相互不同的至少2个匹配区域(101a、101b、101c)。

