



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102770078 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 07

(21) 申请号 201180010881. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 02. 17

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-041838 2010. 02. 26 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 08. 24

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/053321 2011. 02. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02011/105269 JA 2011. 09. 01

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 佐藤雅洋 佐光晓史 石田一成

田中宏树

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

代理人 许静 郭凤麟

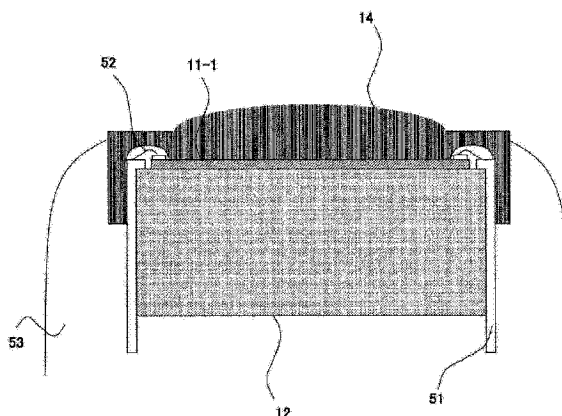
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波探针和使用超声波探针的超声波摄像装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波探针,其能够抑制在具有CMUT芯片的振子和衬里层的边界面引起的多重反射的影响。本发明的超声波探针是对声透镜(14)、振子(11-1~11m)和衬里层(12)进行层叠的结构超声波探针,所述振子(11-1~11m)具有CMUT芯片,所述衬里层(12)由与所述声透镜(14)的声阻抗实质上相同的值的材料形成。



1. 一种超声波探针,其具有层叠有声透镜、振子和衬里层的构造,该超声波探针的特征在于,

所述振子具有 CMUT 芯片,

所述衬里层由与所述声透镜的声阻抗实质上相同值的材料形成。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探针,其特征在于,

所述衬里层的声阻抗为用于抑制超声波的多重反射的值域。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波探针,其特征在于,

使所述振子的层叠方向的厚度薄于 $200\ \mu\text{m}$,

所述衬里层由与所述声透镜的声阻抗近似的值的材料形成。

4. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述衬里层的声阻抗是与所述声透镜抵接的被检测体的声阻抗。

5. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述声透镜的声阻抗的代表值是 1.4MRayl 。

6. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述衬里层的声阻抗是 $1.1\text{MRayl}\sim 9.4\text{MRayl}$ 。

7. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述振子的厚度为 $50\ \mu\text{m}$ 以下。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波探针,其特征在于,

所述衬里层的声阻抗是 $3.7\text{MRayl}\sim 9.4\text{MRayl}$ 。

9. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述振子的厚度是 $25\ \mu\text{m}$ 以下,所述衬里层的声阻抗是 $3.3\text{MRayl}\sim 7.9\text{MRayl}$ 。

10. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述振子的厚度是 $10\ \mu\text{m}$ 以下,所述衬里层的声阻抗是 $1.1\text{MRayl}\sim 1.8\text{MRayl}$ 。

11. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述振子的厚度是 $5\ \mu\text{m}$ 以下,所述衬里层的声阻抗是 $2.0\text{MRayl}\sim 9.4\text{MRayl}$ 。

12. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述振子的材质是硅,所述声透镜的材质是硅胶,所述衬里层的材质是丁基橡胶。

13. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针,其特征在于,

所述振子的厚度是 $5\ \mu\text{m}$ 以下,所述振子和衬里层间的粘接层厚度是 $10\ \mu\text{m}$ 以下。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波探针,其特征在于,

所述粘接层是芯片粘面膜。

15. 一种超声波摄像装置,其具备:

对被检测体收发超声波的超声波探针;

根据通过所述超声波探针得到的信号生成图像的图像生成部;

显示所述图像的显示部;以及

根据被检测体的测定部位的深度控制所述超声波探针的焦点的控制部,

所述超声波摄像装置的特征在于,

所述超声波探针是权利要求 1~3 中任一项所述的超声波探针。

超声波探针和使用超声波探针的超声波摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及在振子中使用了静电电容型传感器 CMUT(Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer) 芯片的超声波探针, 尤其涉及多重反射的抑制技术。

背景技术

[0002] 在现有的超声波探针的振子的材料中使用电压元件。近年来, 采用在半导体元件中形成超声波探针的振子的 CMUT 芯片。

[0003] CMUT 芯片与电压元件相比振子的声-电变换效率低, 因此 CMUT 芯片具有比电压元件容易引发多重反射的技术课题。

[0004] 所谓多重反射是指将被检测体中的组织的界面等作为反射面, 由于反射面重复出现超声波的反射的现象, 而在超声波探针的测量范围内出现不存在的构造物的伪像的现象。

[0005] 因此, 在专利文献中记载了为了解决具有 CMUT 芯片的振子的多重反射的问题而通过满足下面的第一条件和第二条件来降低振子的每一个信道的多重反射。

[0006] 首先, 第一条件是在将声透镜的吸收系数设为 α [dB/mm/MHz]、将声透镜的最大厚度设为 d [mm], 将振子的中心频率设为 f_c [MHz] 时, 满足 $6.5/f_c < \alpha d$ 的条件。

[0007] 然后, 第二条件是将振子的每一信道的阻抗值设为 L [H], 将振子的每一个信道的静电电容设为 C [pF], 将振子的中心频率设为 f_c [MHz], 满足 $L < 1/((3\pi f_c)^2 \times C)$ 的条件。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1 : 国际公开 W02009/069281 号公报

[0011] 专利文献 2 : 美国专利第 6831394 号公报

[0012] 专利文献 3 : 美国专利第 6714484 号公报

发明内容

[0013] 发明要解决的问题

[0014] 上述专利文献 1 是由通过反射波而向被检测体再发送的作用而引起的多重反射的对策技术, 其中该反射波是由于声透镜和振子的声阻抗的不匹配而在声透镜和振子的界面产生的反射波。

[0015] 因此, 在专利文献 1 中, 并没有说明由于振子和衬里(packing)层的声阻抗的不匹配而在振子和衬里层的界面产生的反射波到达被检测体而产生的多重反射。

[0016] 因此, 本发明的目的在于: 提供一种超声波探针和使用该超声波探针的超声波诊断装置, 其能够抑制在具有 CMUT 芯片的振子和衬里层的界面引起的多重反射的影响。

[0017] 用于解决课题的手段

[0018] 为了达成上述目的, 本发明的超声波探针是对声透镜、振子和衬里层进行层叠的

构造的朝超声波探针,所述振子具有 CMUT 芯片,所述衬里层由与所述声透镜的声阻抗实质上相同值的材料形成。

[0019] 首先,将从振子向声透镜层侧(存在被检测体一侧)的方向定义为第一方向,将从振子向衬里层侧(存在被检测体一侧的相反侧)的方向定义为第二方向。

[0020] 衬里层由与声透镜实质上相同的声阻抗的材料形成,是指声阻抗的变化量与第一方向和第二方向相同,因此反射波的声能在第一方向和第二方向上被分配为相同比率。

[0021] 因此,反射波在振子和衬里层的边界面,成为只有所分配的一部分反射波的声能向第二方向传播的构造,能够抑制振子和衬里层的边界面引起的多重反射的发生。

[0022] 发明的效果

[0023] 根据本发明,能够起到以下的效果,即提供一种超声波探针和使用该超声波探针的超声波摄像装置,能够抑制在具有 CMUT 芯片的振子和衬里层的边界面引起的多重反射的影响。

附图说明

[0024] 图 1 是表示采用本发明的超声波摄像装置的概要结构的图。

[0025] 图 2 是表示在超声波探针的振子中使用了多个 CMUT 芯片的线性的超声波探针的构造例的图。

[0026] 图 3 表示振子 11-1~11-m 的俯视图。

[0027] 图 4 是构成图 2 的振子 11-1 等的 CMUT 芯片的截面图。

[0028] 图 5 是一个信道的超声波探针的截面图。

[0029] 图 6 是说明使用了图 5 的模型的多重反射的原理的图。

[0030] 图 7 是表示振子 11-1 和衬里层 12 的边界的频率-超声波反射率的特性曲线的图。

[0031] 图 8 是表示将振子 11-1 的厚度设为 $50\mu\text{m}$ 时的频率反射率特性曲线的图。

[0032] 图 9 是表示将振子 11-1 的厚度设为 $25\mu\text{m}$ 时的频率反射率特性曲线的图。

[0033] 图 10 是表示将振子 11-1 的厚度设为 $10\mu\text{m}$ 时的频率反射率特性曲线的图。

[0034] 图 11 是表示将衬里层 12 的声阻抗设为 1.4MRayl 时连续计算相对于频率的反射率的结果的一例的图。

[0035] 图 12 是表示将振子 11-1 的厚度设为 $5\mu\text{m}$ 时,相对于将横轴设为频率而使衬里层 12 的声阻抗值变化时的超声波反射率的计算结果的图。

[0036] 图 13 是设置了粘接层 131 的一个信道的超声波探针的截面图。

[0037] 图 14 是表示在使振子 11-1 和衬里层 12 间的粘接层 131 的厚度和振子 11-1 的超声波的中心频率变化的情况下,振子 11-1 的超声波反射率 m_r 的图。

[0038] 图 15 是表示将粘接层 131 做成厚度 $5\mu\text{m}$ 的情况下,连续计算相对于频率的反射率的例子图。

具体实施方式

[0039] 使用附图详细说明采用了本发明的超声波探针的超声波诊断装置。

[0040] 首先,使用附图说明超声波诊断装置的概要结构,

[0041] 图 1 是表示采用了本发明的超声波诊断装置的概要结构的图。

[0042] 超声波诊断装置具有超声波探针 1、信号发送部 2、信号接收部 3、整相加法部 4、图像处理部 5、图像显示部 6、输入部 7 以及控制部 8。

[0043] 检测者使超声波探针 1 与存在被检测体的摄像部位的表面抵接,向摄影部位发送超声波,接收来自发送的摄影部位的反射波,变换为被称为反射回波信号的电信号。

[0044] 信号发送部 2 针对电连接的超声波探针 1,在超声波发送的定时向被检测体发送与存在于摄影部位的深度对焦的超声波。

[0045] 信号接收部 3 在超声波接收的定时从超声波探针 1 接收反射信号,进行包含信号放大、模数转换的信号处理。

[0046] 整相加法部 4 对通过信号接收部 3 进行信号处理的反射回波信号进行整相相加。

[0047] 图像处理部 5 从在整相加法部 4 中进行整相相加的反射回波信息向超声波图像变换。

[0048] 图像显示部 6 在图像处理部 5 中显示变换后的超声波图像。

[0049] 输入部 7 输入检测者为了变换超声波图像所需要的摄像部位或所使用的超声波探针的信息。

[0050] 控制部 8 根据输入到输入部 7 的信息进行以下的控制。

[0051] (1) 以预定间隔重复超声波的发送和接收的定时的控制。

[0052] (2) 使信号发送部 2 在发送定时向被检测体发送超声波的控制。

[0053] (3) 使信号接收部 3 在接收定时对反射回波信息进行信号处理的控制。

[0054] (4) 使整相加法部 4 对反射回波信号进行整相相加的控制。

[0055] (5) 将图像处理部 5 从整相相加后的反射回波信息变换为超声波图像的控制。

[0056] (6) 使图像显示部 6 显示超声波图像的控制。

[0057] 然后,使用图 2~图 4 说明超声波探针 1 的结构的一个例子。

[0058] 图 2 是表示在超声波探针的振子中使用了多个 CMUT 芯片的线性型的超声波探针的构造例的图,图 3 是振子 11-1~11-m 的俯视图,图 4 是构成图 2 的振子 11-1 等的 CMUT 芯片 18 的截面图。

[0059] 超声波探针 1 具有排列了 m 个长方形的振子 11-1~11-m (m:例如为 64 或 192 等的自然数)的一维阵列的构造,在振子 11-1~11-m 的背面配置了衬里层 12。此外,在振子 11-1~11-m 的超声波发送侧(图 2 的上方)配置了声透镜 14。振子 11-1~11-m 将发送波电信号变换为超声波后向生物体内发送超声波,同时接收在生物体内反射的超声波,变换为电信号,形成反射信号。

[0060] 为了吸收在振子 11-1~11-m 的背面侧发送的无用的超声波,并抑制振子 11-1~11-m 的不必要的振动而配置了衬里层 12。

[0061] 声透镜 14 在与振子 11-1~11-m 的排列方向垂直的所谓的短轴方向聚集超声波束。

[0062] 在此,振子 11-1~11-m 如图 3 所示,分别由多个例如六边形的微小的 CMUT 芯片 18 构成。(此外,在图 3 中考虑了图示的情况下仅记载了振子 11-3~11-5 的 3 个元件)。各 CMUT 芯片 18 如使用图 4 后述的那样,电气地被看做电容器,但是,对于分别构成振子 11-1~11-m 的 CMUT 芯片 18 的组,上部电极 18a 彼此通过配线 18g 连接,下部电极 18b 成为公共电极,因此,多个并列的电容器电气地进行相同的动作。

[0063] 使用图 4 来说明一个 CMUT 芯片 18 的构造。CMUT 芯片 18 通过半导体工艺的精细

加工技术来形成,具备作为硅等的半导体基板的基板 18d、在绝缘膜 18d 的上部配置的半导体薄膜 18f 以及在其上面配置的上部电极 18a。在半导体薄膜 18f 和下部电极 18b 之间,设置了通过刻蚀绝缘膜 18d 而形成的真空(或者预定的气压)的空孔 18e。

[0064] 由化合物半导体等形成的半导体薄膜 18f 通过绝缘膜 18d 来支承边缘,正如乐器的鼓那样成为在空间漂浮展开的形状。在上部、下部电极 18a、18b 之间施加 DC 偏置电压时,产生库伦力,半导体薄膜 18f 发生适度的张力。在超声波发送时,如果在 DC 偏置电压上重叠地向上部、下部电极 18a、18b 之间施加驱动交流信号,则与接连击打乐器的鼓而发出的声音一样,从 CMUT 芯片 18 发生超声波。此外,在超声波接收时,如果向该 CMUT 芯片 18 入射超声波,则电极 18a、18b 间的距离与其大小和波形成正比地变化,因此,两电极 18a、18b 构成的电容器的静电电容与其对应地变化。根据两电极 18a、18b 的电信号检测静电电容的变化,由此能够接收超声波。如图 3 所示,振子 11-1~11-m 分别是将多个 CMUT 芯片 18 并联配置的结构,因此,能够从多个 CMUT 芯片 18 同时产生超声波信号并向生物体内发送,或者由多个 CMUT 芯片 18 同时接收来形成反射信号。

[0065] 图 5 是在 m 个振子 11-1~11-m 中,振子 11-1 的部分,即 1 个信道的超声波探针的截面图。

[0066] 振子 11-1 在附图上方形成声透镜 14,在附图下方形成衬里层 12。挠性基板 51 从衬里层 12 的上面周边向侧面设置,施加用于驱动 CMUT 芯片 18 的偏置电压和驱动电压。金属线 52 通过振子 11-1 的上部电极以及下部电极与挠性基板 51 连接。探针盖 53 被设置在探针的侧面,因此成为超声波探针的检测者的握持部。

[0067] 图 6 是使用图 5 的模型说明多重反射的原理的图。

[0068] 超声波探针与声透镜 14 抵接对被检测体拍摄超声波图像。在图 6 中,为了简化而省略了被检测体的图示。

[0069] 首先,超声波诊断装置的控制部 8 使超声波探针 1 向被检测体发送超声波。超声波探针接收来自被检测体的反射回波信号 60。

[0070] 然后,反射回波信号 60 的一部分通过基于振子 11 的声-电变换而变换为电信号,进而电信号经由信号处理被变换为超声波图像。但是,将反射回波 60 的一部分作为再发送波 61 向被检测体再发送。再发送波 61 从被检测体再次反射作为多重反射回波到达声透镜 14 的表面。

[0071] 然后,关于多重反射回波 62 说明在振子 11-1 和衬里层 12 不同的声阻抗的边界的现象。

[0072] 反射回波信号 60 的一部分成为向衬里层 12 侧的透射波 63,被衬里层 12 吸收。进而,多重反射回波 62 的一部分由于振子 11-1 与衬里层 12 的声阻抗的不匹配而作为反射波 63 被反射。反射波 64 与由于振子 11-1 的声阻抗的不匹配而产生的反射波 65 合成,产生再发送波 61。

[0073] 并且,振子 11-1 的 CMUT 芯片 18 具有空孔 18e,因此,CMUT 芯片 18 的空孔 18e 发挥从衬里层 12 到声透镜 14 的声能的传输路的作用。

[0074] 因此,来自具有 CMUT 芯片 18 的振子 11-1 和衬里层 12 的边界的反射波 64 与具有压电元件的振子相比能够产生大的影响,因此,在使用了 CMUT 芯片 18 振子 11-1 中,对于来自振子 11-1 和衬里层 12 的边界的反射波需要更好的对策。

[0075] 然后,使用公式说明图 6 的原理。

[0076] 多重反射回波 62 相对于反射回波 60 的振幅比可以用公式(1)表示为反射率 R 与声透镜的音响衰减率 α 的平方以下。反射率 R 是用被衬里层 12 吸收的信号 63 的成分和振子 11-1 与衬里层的 12 边界处的反射波 64 的信号的成分的和除反射波 64 的信号的成分而得的值。

[0077] [公式 1]

$$[0078] \quad \text{多重反射回波振幅} / \text{反射回波振幅} \leq R \alpha^2 \quad (1)$$

[0079] 此外,根据超声波诊断装置的经验法则,一般来说,在超声波诊断装置中,如果反射波回波 60 与多重反射回波 62 的振幅比的分贝值为 -20dB 以下,则不会出现对超声波图像的影响。因此,考虑多重反射回波 62 的减轻,如果将公式(1)变形为对数形式,则成为公式(2)那样。

[0080] [公式 2]

$$[0081] \quad 20\text{Log}_{10}(R \alpha^2) \leq -20 \quad (2)$$

[0082] 进而,如果将公式(2)的对数展开,则成为公式(3)。

[0083] [公式 3]

$$[0084] \quad 20\text{Log}_{10}R + 2 \cdot 20\text{Log}_{10} \alpha \leq -20 \quad (3)$$

[0085] 在此,在将变换为分贝值的声透镜 14 的衰减率设为 β [dB · MHz/mm],声透镜 14 的厚度为 d [mm],探针的中心频率设为 f_c [MHz] 时,如果利用音响衰减率 α 的分贝换算值 $20\text{Log}_{10} \alpha$ 表现为 $-\beta d f_c$,将公式(3)进行变形,则成为公式(4)。

[0086] [公式 4]

$$[0087] \quad 20\text{Log}_{10}R - 2 \beta d f_c \leq -20 \quad (4)$$

[0088] 进而,如果将公式(4)变换为指数函数则成为公式(5)。

[0089] [公式 5]

$$[0090] \quad R \leq 10^{\left(\frac{\beta d f_c - 10}{10}\right)} \quad (5)$$

[0091] 因此,从超声波探针的声透镜 14 的外观上的反射率 R 如果满足公式(5)那样进行设定,则能够减轻多重反射伪像的影响。

[0092] 此外,如果将反射率 R 的最大值设为 R_{\max} ,则用如下的公式(6)来表示 R_{\max} 。

[0093] [公式 6]

$$[0094] \quad R_{\max} = 10^{\left(\frac{\beta d f_c - 10}{10}\right)} \quad (6)$$

[0095] 此外,在 2~11MHz 的范围内设定超声波探针的中心频率 f_c 。声透镜的厚度 d 通常约为 0.5~1.2mm。此外,在频率高的用途使用的超声波探针中,需要抑制声透镜衰减的影响,因此,通常将声透镜的厚度设为薄于 0.5~0.8mm。声透镜的材料主要使用硅胶等,音响衰减率 β 为 1dB · MHz/mm。

[0096] 在以上的数值范围中,计算满足公式(6)的反射率的最大值 R_{\max} 。满足公式(6)是指不使多重反射伪像产生影响而将反射率抑制为反射率的最大值 R_{\max} 以下。

[0097] 例如,根据中心频率 [MHz] 以及声透镜的厚度,如表 1 那样计算反射率的最大值 R_{\max} 。

[0098] [表 1]

[0099]

中心频率 [MHz]	声透镜的厚度 [mm]	反射率的最大值 R _{max} =
11.0 (高频用途)	0.8	0.76
7.5 (中频用途)	1.2	0.79
2.0 (低频用途)	1.2	0.17

[0100] 此外,将振子 11-1、声透镜 14、衬里层 12 的声阻抗分别设为 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 ,将振子 11 的传播常数设为 γ_1 ,将振子 11 的厚度设为 d_1 ,用以下的公式(7)来表示从声透镜侧入射的超声波的反射率 mr 。

[0101] [公式 7]

$$[0102] \quad mr = \frac{\left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right) + \left(\frac{Z_3 - Z_1}{Z_3 + Z_1}\right) e^{-2\gamma_1 d_1}}{1 + \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right) + \left(\frac{Z_3 - Z_1}{Z_3 + Z_1}\right) e^{-2\gamma_1 d_1}} \quad (7)$$

[0103] 然后,说明振子 11-1 和衬里层 12 的典型模型的频率 - 超声波反射率的特性。

[0104] 图 7 是表示振子 11-1 和衬里层 12 的边界的频率 - 超声波反射率的特性曲线的图。按下面的条件来计算频率 - 超声波反射率的特性曲线。

[0105] 振子 11-1 由包含 CMUT 芯片 18 的硅形成。振子 11-1 的声阻抗、厚度的代表值是 19.7MRayl、200 μ m。振子 11-1 的厚度为 200 μ m 或其以下的理由是为了得到生物体的超声波图像。为了得到超声波图像所需的超声波的中心频率为 2~14MHz。此外,声透镜 14 由硅胶形成。声透镜的声阻抗的代表值是 1.4MRayl。并且,衬里层 12 由金属和树脂的混合物形成。考虑与振子 11-1 的匹配,如专利文献 2、专利文献 3 中所述那样,将衬里层 12 的声阻抗的代表值调整为与振子 11-1 的声阻抗值相同的 19.7MRayl。

[0106] 如图 7 所示,上述频率 - 超声波反射率的特性曲线,在表 1 的中心频率 11MHz、中心频率 7.5MHz 时为 0.90,在中心频率 2MHz 时达到 0.80。即在表 1 的全部中心频率处超过了反射率的最大值 R_{max},因此在全部的中心频率处多重反射的影响大。

[0107] 因此,本发明的主体是能够抑制振子 11-1 与衬里层 12 的边界的反射率的构造,因此,衬里层 12 和声透镜 14 的声阻抗实质上相同。

[0108] 此外,本发明的主题可以说成是下面的各项。

[0109] (1) 一种对声透镜、振子和衬里层进行层叠的构造的超声波探针,其特征在于:所述振子具有 CMUT 芯片,所述衬里层由与所述声透镜的声阻抗实质上相同的值的材料形成。

[0110] (2) 作为上述(1)中所述的超声波探针,是所述衬里层的声阻抗成为用于抑制超声波的多重反射的值域的超声波探针。

[0111] (3) 作为上述(1)或(2)中所述的超声波探针是在使所述振子的层叠方向的厚度薄于 200 μ m 的情况下,所述衬里层由与所述声透镜的声阻抗近似的值的材料形成的超声波探针。

[0112] (4) 作为上述(1)~(3)中任一项所述的超声波探针为所述衬里层的声阻抗是与所述声透镜抵接的被检测体的声阻抗的超声波探针。

[0113] (5) 作为上述(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述声透镜的声阻抗的代表值是 1.4MRayl 的超声波探针。

[0114] (6) 作为上述(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述衬里层的声阻抗是 $1.1\sim 9.4\text{MRayl}$ 的超声波探针。

[0115] (7) 作为上述(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述振子的厚度为 $50\ \mu\text{m}$ 以下的超声波探针。

[0116] (8) 作为上述(7)所述的超声波探针,是所述衬里层的声阻抗是 $3.7\text{MRayl}\sim 9.4\text{MRayl}$ 的超声波探针。

[0117] (9) 作为(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述振子的厚度是 $25\ \mu\text{m}$,所述衬里层的声阻抗是 $3.3\text{MRayl}\sim 7.9\text{MRayl}$ 的超声波探针。

[0118] (10) 作为(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述振子的厚度是 $10\ \mu\text{m}$ 以下,所述衬里层的声阻抗是 $1.1\text{MRayl}\sim 1.8\text{MRayl}$ 的超声波探针。

[0119] (11) 作为(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述振子的厚度是 $5\ \mu\text{m}$ 以下,所述衬里层的声阻抗是 $2.0\text{MRayl}\sim 9.4\text{MRayl}$ 的超声波探针。

[0120] (12) 作为(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述振子的材质是硅,所述声透镜的材质是硅胶,所述衬里层的材质是丁基橡胶的超声波探针。

[0121] (13) 作为(1)~(3)中任一项所述的超声波探针,是所述振子的厚度是 $5\ \mu\text{m}$ 以下,所述振子和衬里层间的粘接层厚度是 $10\ \mu\text{m}$ 以下的超声波探针。

[0122] (14) 作为(13)所述的超声波探针,是所述粘接层是芯片粘接膜的超声波探针。

[0123] (15) 一种超声波摄像装置,其具备:对被检测体进行收发超声波的超声波探针;根据通过所述超声波探针得到的信号生成图像的图像生成部;显示所述图像的显示部;以及根据被检测体的测定部位的深度控制所述超声波探针的焦点的控制部,所述超声波摄像装置的特征在于,所述超声波探针是权利要求(1)~(14)中任一项所述的超声波探针。

[0124] 以下说明多个实施例。

[0125] 实施例 1

[0126] 在实施例 1 中,说明振子 11-1 的厚度为 $50\ \mu\text{m}$ 、 $25\ \mu\text{m}$ 、 $10\ \mu\text{m}$ 的情况。振子 11-1 的厚度说是超声波反射率低于理论上的反射率的最大值的厚度,因此将 $50\ \mu\text{m}$ 设为振子的厚度的基准值。此外,将相对于基准值成为 50% 的值设定为 $25\ \mu\text{m}$,同样相对于基准值成为 20% 的值设定为 $10\ \mu\text{m}$ 的振子的厚度。

[0127] 图 8 是表示将振子 11-1 的厚度设为 $50\ \mu\text{m}$ 时,相对于横轴为频率,使衬里层 12 的声阻抗值变化时的超声波反射率的计算结果的图形。图 9 是图 8 的将振子 11-1 的厚度设为 $25\ \mu\text{m}$ 时的图形,图 10 是图 8 的振子 11-1 的厚度设为 $25\ \mu\text{m}$ 时的图形。

[0128] 振子 11-1 的材质是声阻抗为 19.7MRayl 的硅,声透镜 14 的材质是声阻抗为 1.4MRayl 的硅胶。声透镜 14 是与被检测体抵接的部分,因此,为与被检测体的声阻抗匹配,而设定声透镜 14 的声阻抗。

[0129] 首先,在将衬里层 12 的声阻抗设为 19.7MRayl 的情况下,如图 8 所示,反射率大大超过 0.84,即判定为超过了反射率的最大值 R_{max} 。此外,关于图 9、图 10 也表现出同样的倾

向。

[0130] 然后,在将衬里层 12 的声阻抗设为与声透镜 14 的声阻抗相同的 1.4MRayl 的情况下,如图 8 所示,判定为反射率变低。此外,在图 9、图 10 中也表现出同样的倾向。

[0131] 进而,在公式(6)中满足条件,例如在中心频率 11MHz 成为反射率 0.76 以下,是指如图 9 以及图 10 所示那样为振子 11-1 的厚度为 $25\mu\text{m}$ 或者 $10\mu\text{m}$ 的情况。在图 9 中,衬里层 12 的声阻抗在 $3.3\text{MRayl}\sim 7.9\text{MRayl}$ 的范围内。此外,如图 8 所示,振子 11-1 的厚度 $50\mu\text{m}$ 不满足公式(6)的条件。

[0132] 此外,所谓在中心频率 7.5MHz 成为反射率 0.79 以下,是指在振子 11-1 的厚度为 $50\mu\text{m}$ 的情况下,衬里层 12 的声阻抗在 $3.7\text{MRayl}\sim 9.4\text{MRayl}$ 的范围内。

[0133] 此外,所谓在中心频率 2MHz 成为反射率 0.17 以下,是指在振子 11-1 的厚度为 $10\mu\text{m}$ 的情况下,衬里层 12 的声阻抗在 $1.1\text{MRayl}\sim 1.8\text{MRayl}$ 的范围内。

[0134] 此外,说明在将衬里层 12 的声阻抗设为与声透镜 14 的声阻抗实质上相同的 1.4MRayl 的情况下,连续计算反射率相对于频率的结果。图 11 是表示在将衬里层 12 的声阻抗设为 1.4MRayl 的情况下,连续计算反射率相对于频率的结果的一例的图。

[0135] 计算的条件是将振子 11-1 设为硅,将振子 11-1 的厚度设为 $10\mu\text{m}$,将声透镜 14 和衬里层 12 设为硅胶。此外,硅以及硅胶的声阻抗为 19.7 以及 1.4 ,单位为 MRayl 。

[0136] 在此,在假设超声波探针的声透镜的厚度为 0.7mm ,中心频率为 11MHz 的情况下,反射率的最大值 $R_{\text{max}}=0.50$ 。在计算中,判定为反射率的最大值为 0.48 ,满足作为多重反射减轻的条件的公式(6)。

[0137] 此外,可以如公式(8)那样定义衬里层 12 和声透镜 14 实质上相同的声阻抗。

[0138] [公式 8]

[0139] $(|(\text{声透镜 14 的声阻抗}) - (\text{衬里层 12 的声阻抗})|) / \text{振子 11-1 的声阻抗} \ll 1$
(8)

[0140] 换言之,公式(8)表示用振子 11-1 的声阻抗除声透镜 14 的声阻抗和衬里层 12 的声阻抗的差的绝对值而得的值远远小于 1。

[0141] 如上所述,在实施例 1 中,为了抑制超声波的多重反射,通过由与声透镜相同的声阻抗的材料来形成衬里层 12,能够抑制在具有 CMUT 芯片的振子和衬里层的边界引起的多重反射的影响。

[0142] 此外,为了降低衬里层 12 和振子 11-1 的边界的反射率,理想的是将振子 11-1 的厚度设为小于 $50\mu\text{m}$ 的 $25\mu\text{m}$,进一步设为极薄的如 $10\mu\text{m}$ 那样。

[0143] 实施例 2

[0144] 在实施例 2 中,说明振子 11-1 的厚度为 $5\mu\text{m}$,衬里层 12 为丁基橡胶的情况。

[0145] 图 12 是表示将振子 11-1 的厚度设为 $5\mu\text{m}$ 时,使衬里层 12 的声阻抗值相对于横轴为频率变化时的超声波反射率的计算结果的图。振子 11-1 的材质为硅,声透镜 14 的材质为硅胶,衬里层 12 的材质为丁基橡胶。硅、硅胶以及丁基橡胶的声阻抗分别是 19.7 、 1.4 、 2.0 ,单位为 MRayl 。

[0146] 在声透镜的厚度为 1.2mm 时探针的中心频率为 3MHz 的情况下,反射率的最大值 R_{max} 是 0.23 。在图 12 中的计算中,在 3MHz 时反射率为 0.19 ,判定为作为多重反射减轻的条件满足公式(6)。

[0147] 如上所述,在实施例 2 中,与实施例 1 一样,能够抑制在具有 CMUT 芯片的振子和衬里层的边界面引起的多重反射的影响。

[0148] 此外,在实施例 2 中,将振子 11-1 的厚度与实施例 1 比较则又薄了 $5\mu\text{m}$ 。进而,将衬里层 12 的声阻抗设为实施例 1 的 1.4 倍。但是,通过使振子 11-1 的厚度变薄,即使衬里层 12 的声阻抗增加,也能够抑制在具有 CMUT 芯片的振子和衬里层的边界面引起的多重反射的影响。

[0149] 因此,如果使振子 11-1 的厚度变薄,则能够选择具有衬里层 12 的声阻抗的容许范围的材质。换言之,在将振子 11-1 的层叠方向的厚度做的更薄的情况下,衬里层 12 能够用与声透镜 14 的声阻抗近似的值的材料来形成。

[0150] 实施例 3

[0151] 在实施例 3 中,说明在振子 11-1 和衬里层 12 之间设置粘接层 131 的情况。

[0152] 图 13 是设置了粘接层 131 的一个信道的超声波探针的截面图。

[0153] 粘接层 131 的材质例如是芯片粘附膜(Die Attach Film)、硅粘接剂、环氧树脂等。如果设粘接层 131 的传播系数为 Z_{12} ,粘接层 131 的厚度为 d_{12} ,则从声透镜 14 侧入射的超声波的反射率 mr 用下面的公式(9)来表示。

[0154] [公式 9]

$$[0155] \quad mr = \frac{\left(1 - \frac{Z_2}{Z_1}\right) + \left(1 + \frac{Z_2}{Z_1}\right) \left(\frac{Xa - Ya}{Xb + Yb}\right)}{\left(1 + \frac{Z_2}{Z_1}\right) + \left(1 - \frac{Z_2}{Z_1}\right) \left(\frac{Xa - Ya}{Xb + Yb}\right)}$$

$$[0156] \quad \left(\begin{array}{l} X = \frac{Z_{12}}{Z_1} (c + d) \\ Y = c - d \\ a = e^{-\gamma_1 d_1} \\ b = e^{+\gamma_1 d_1} \\ c = e^{-\gamma_{12} d_1} \\ d = \frac{Z_3 - Z_{12}}{Z_3 + Z_{12}} e^{-\gamma_{12} (d_1 + 2d_{12})} \end{array} \right) \quad (9)$$

[0157] 图 14 是表示在使振子 11-1 与衬里层 12 间的粘接层 131 的厚度和来自振子 11-1 的超声波的中心频率变化的情况下的振子 11-1 的超声波反射率 mr 的图。在图 14 的例子中,使粘接层 131 的厚度变化为 $10\mu\text{m}$ 、 $20\mu\text{m}$ 、 $50\mu\text{m}$ 以及 $100\mu\text{m}$ 。此外,将振子 11-1 的材质设为硅,振子 11-1 的厚度设为 $10\mu\text{m}$,声透镜 14 和衬里层 12 的材质设为硅胶,振子 11-1 和衬里层 12 间的粘接层 131 的材质设为芯片粘附膜。硅、硅胶以及芯片粘附膜的声阻抗分别是 19.7、1.4 以及 2.5,单位为 Mrayl 。随着粘接层 131 的厚度变厚地变化,反射率在特定的频率局部地降低。在图 14 的例子中,在粘接层 131 的厚度为 $50\mu\text{m}$ 时在 16MHz 附近,在粘接层 131 的厚度为 $100\mu\text{m}$ 时在 9、18MHz 附近,反射率局部地降低。

[0158] 此外,在粘接层 131 的厚度为 $10\mu\text{m}$ 以及 $20\mu\text{m}$ 时,没有观察到反射率的局部降低。判明反射率局部降低的原因是芯片粘附膜上下界面处的共振而导致的。所述共振在超

声波收发时产生链接噪声(linking noise),因此对脉冲特性造成影响。因此,从降低噪声的角度来讲,理想的是粘接层 131 的厚度为比 $100\ \mu\text{m}$ 薄的 $50\ \mu\text{m}$ 、 $20\ \mu\text{m}$,进而为 $10\ \mu\text{m}$ 。

[0159] 此外,说明在将粘接层 131 的厚度设为 $5\ \mu\text{m}$ 的情况下,连续计算反射率相对于频率的计算的结果。图 15 是表示在将粘接层 131 的厚度设为 $5\ \mu\text{m}$ 的情况下,连续计算反射率相对于频率的计算的结果的图。

[0160] 计算的条件如下。

[0161] 振子 11-1 的材质是硅,振子 11-1 的厚度为 $10\ \mu\text{m}$,声透镜 14 的材质是硅胶,衬里层 12 的材质是聚乙烯,振子 11-1 和衬里层 12 间的粘接层 131 的材质是芯片粘胶膜。硅、硅胶以及聚乙烯的声阻抗是 19.7、1.4 以及 1.8,单位是 Mrayl 。

[0162] 在声透镜 14 的厚度为 1.0mm、探针的中心频率为 7.5MHz 的情况下,反射率的最大值 R_{max} 为 0.56。在图 15 所示的计算中,在 7.5MHz 时反射率为 0.37,判定为满足作为多重反射减轻的条件公式(6)。

[0163] 如上所述,在实施例 3 中,与实施例 1 相同,能够抑制在具有 CMUT 芯片的振子和衬里层的界面引起的多重反射的影响。

[0164] 并且,在第三实施例中,通过将 CMUT 芯片 21 和衬里层 23 间的粘接层 111 的厚度做薄,能够抑制超声波收发时的对音响特性的影响,提高脉冲特性并降低反射率。

[0165] 符号说明

[0166] 11-1~11-m:振子;12:衬里层;14:声透镜;18:CMUT 芯片。

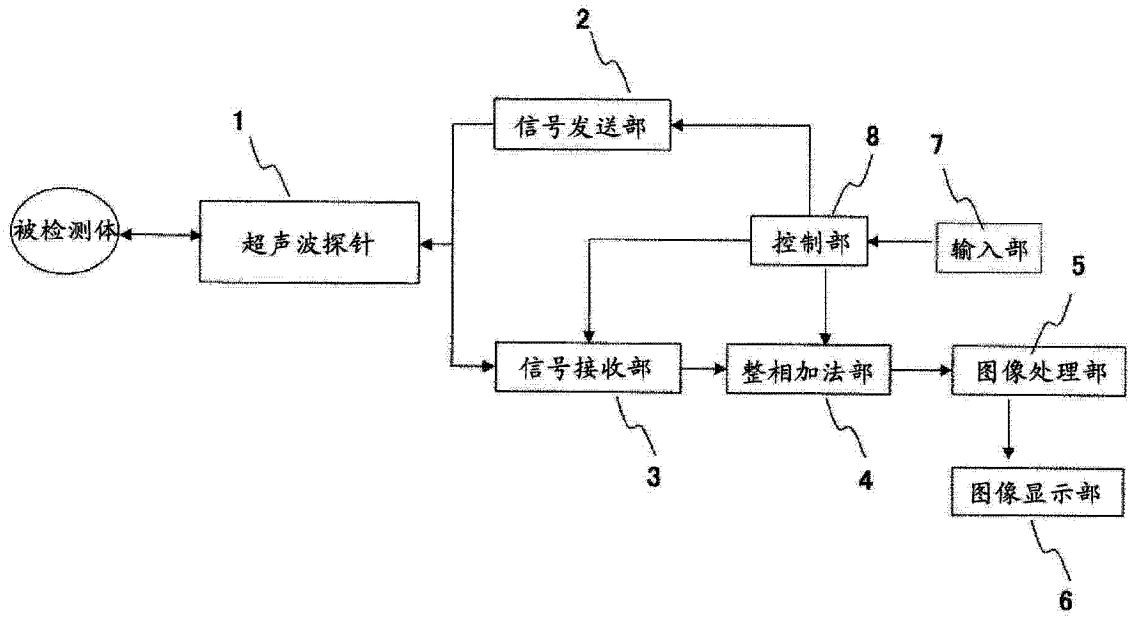


图 1

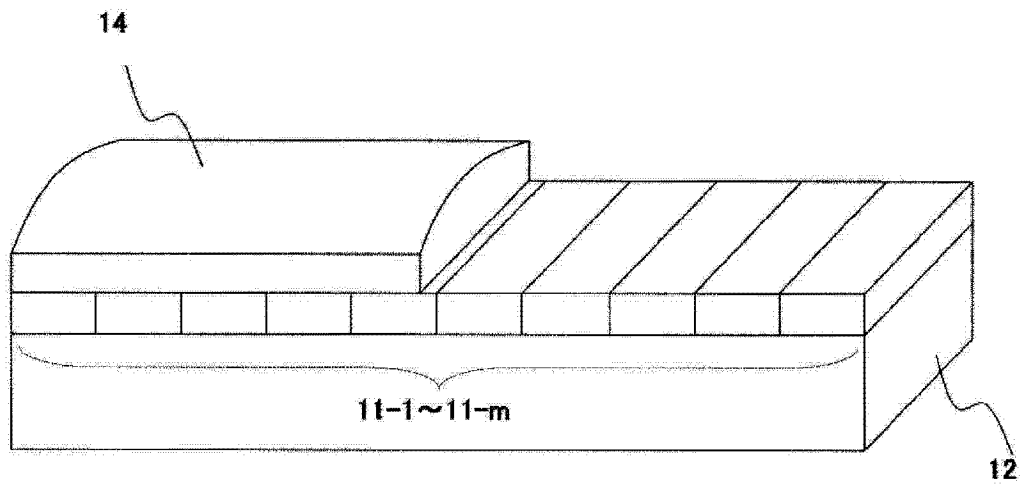


图 2

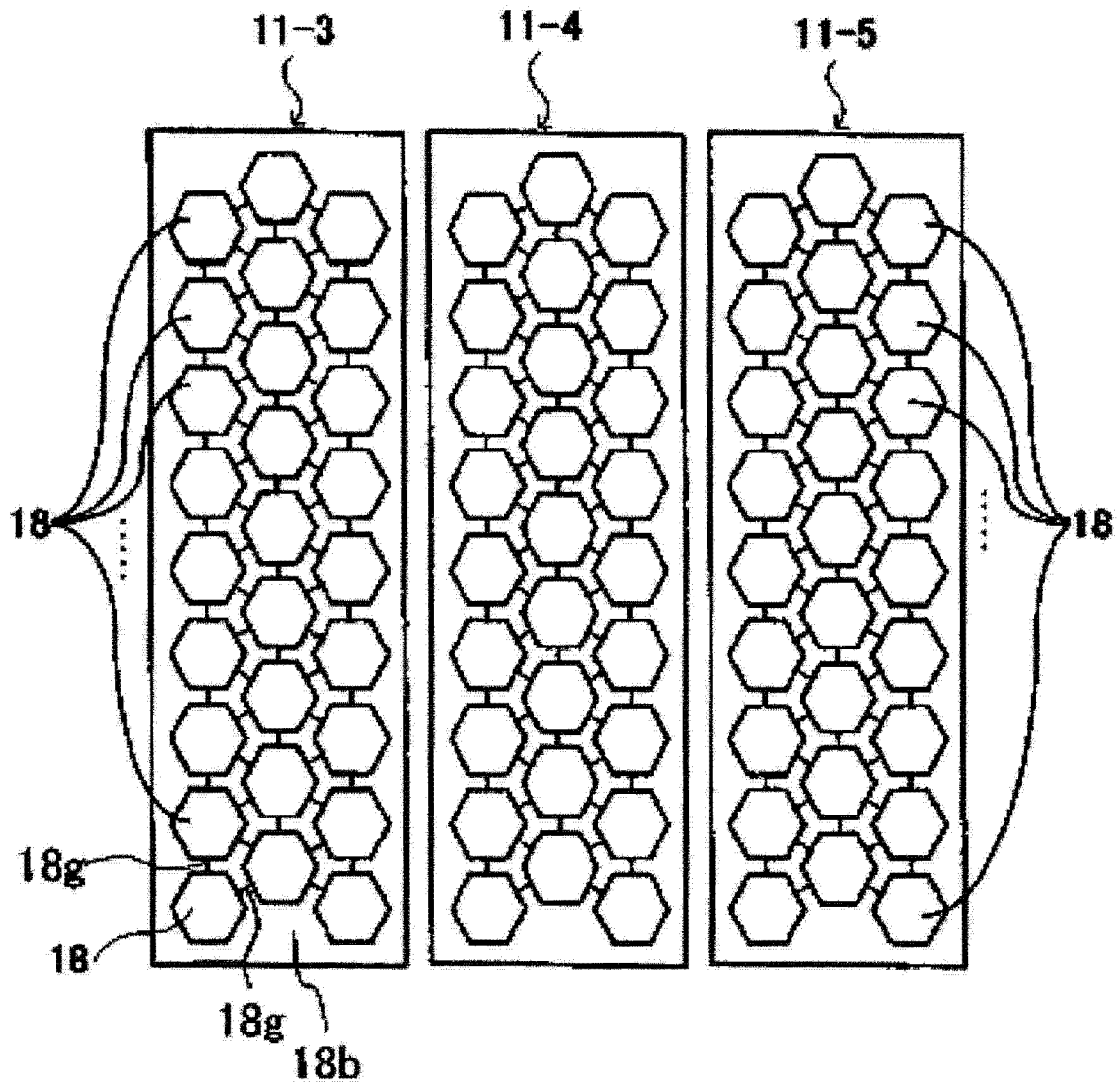


图 3

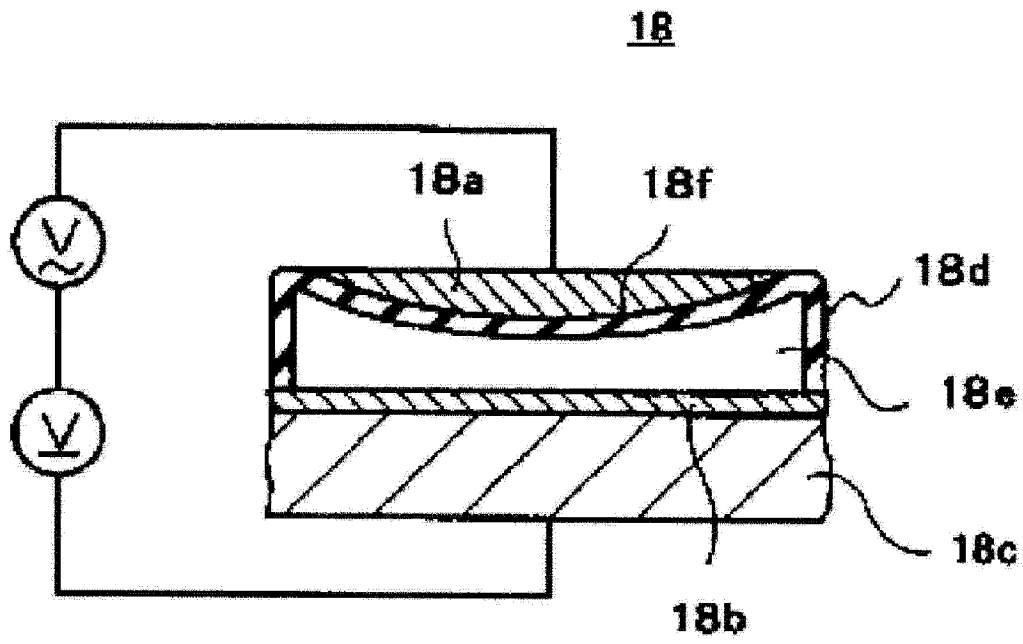


图 4

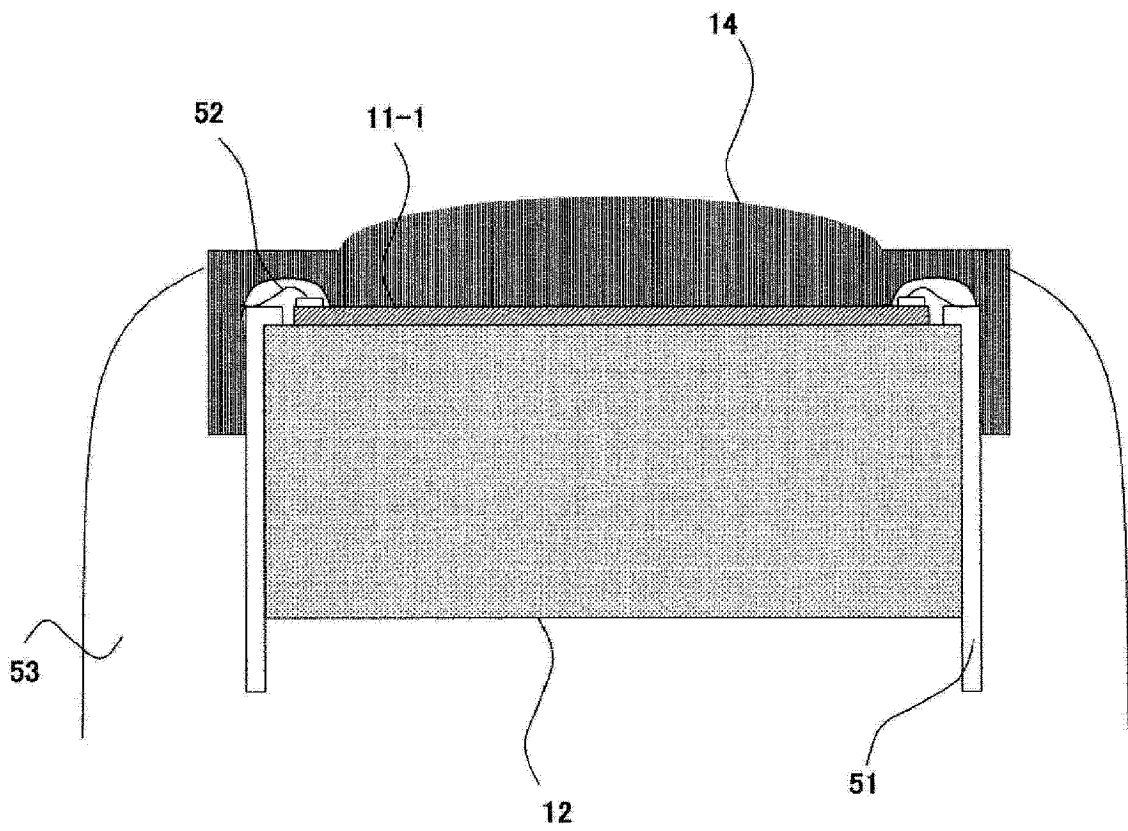


图 5

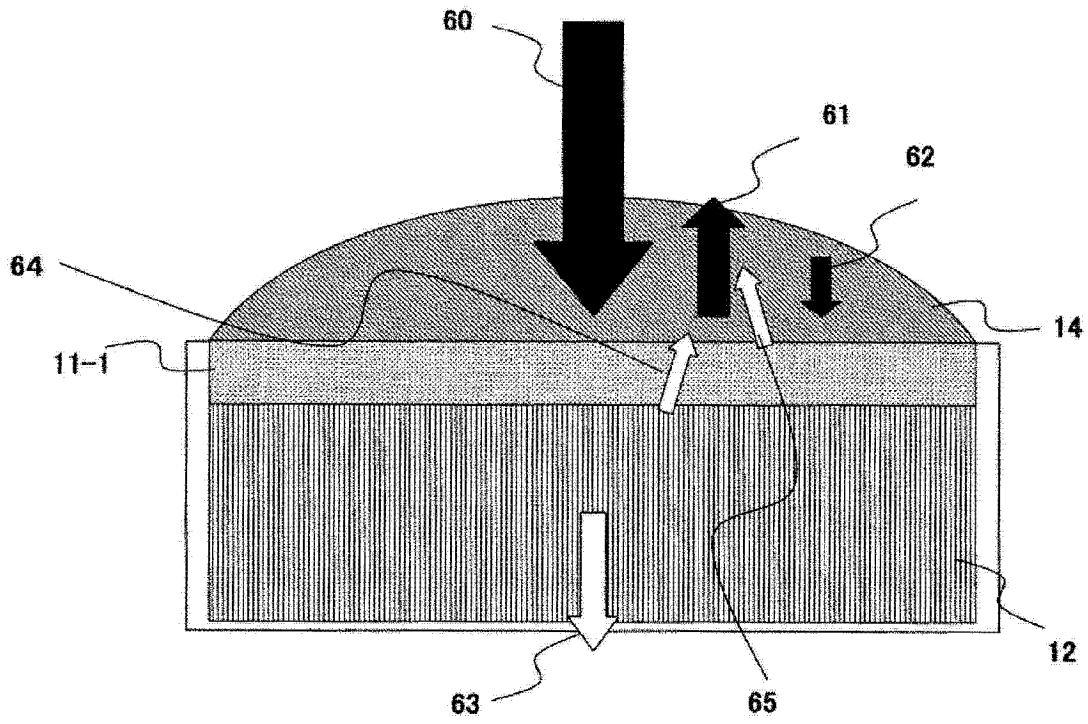


图 6

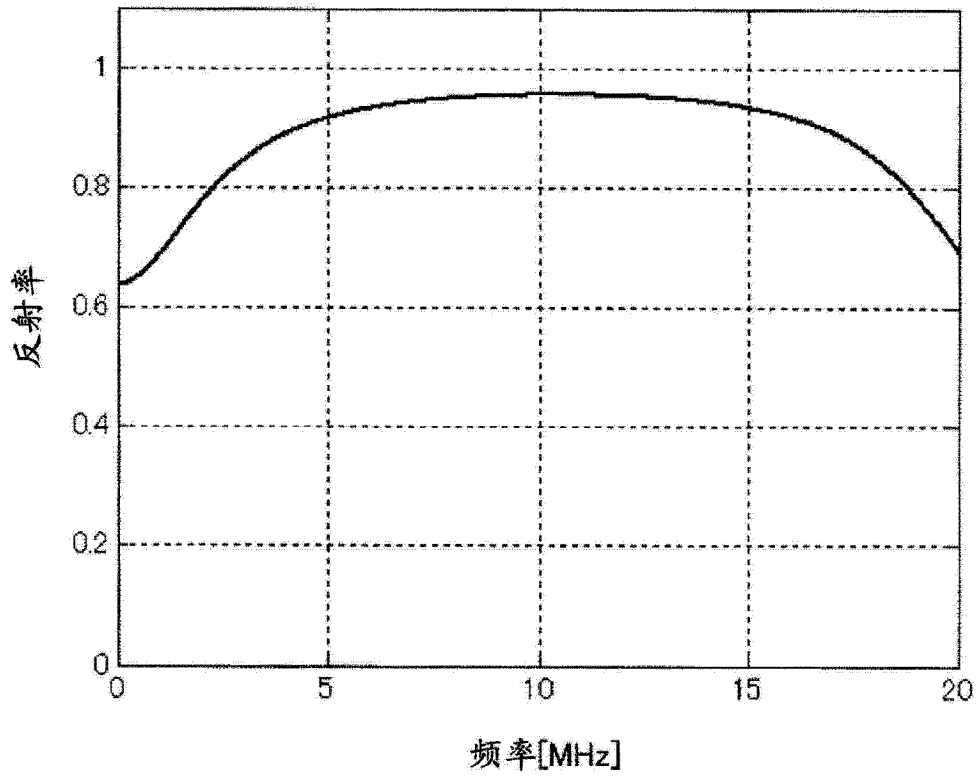


图 7

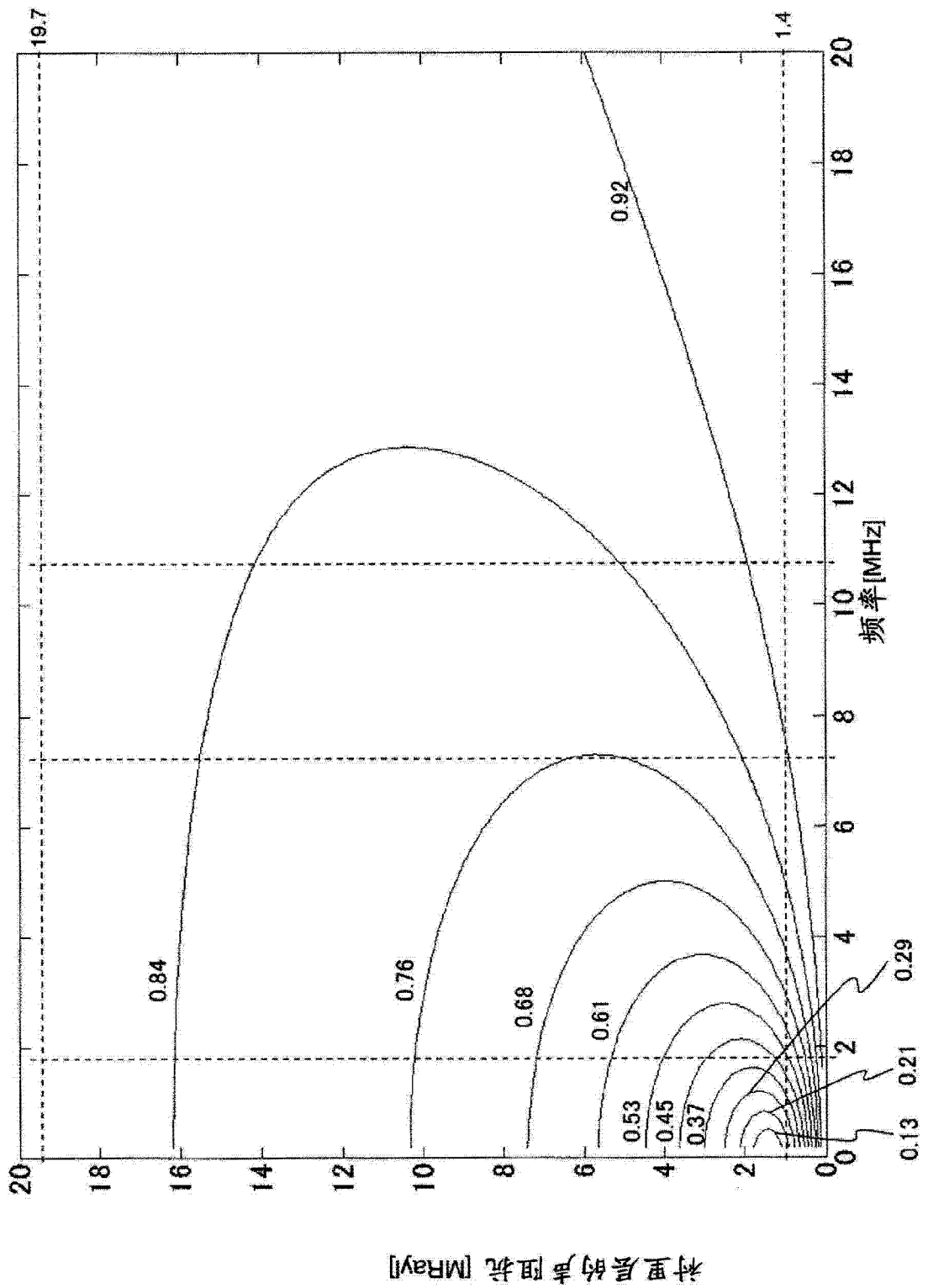


图 8

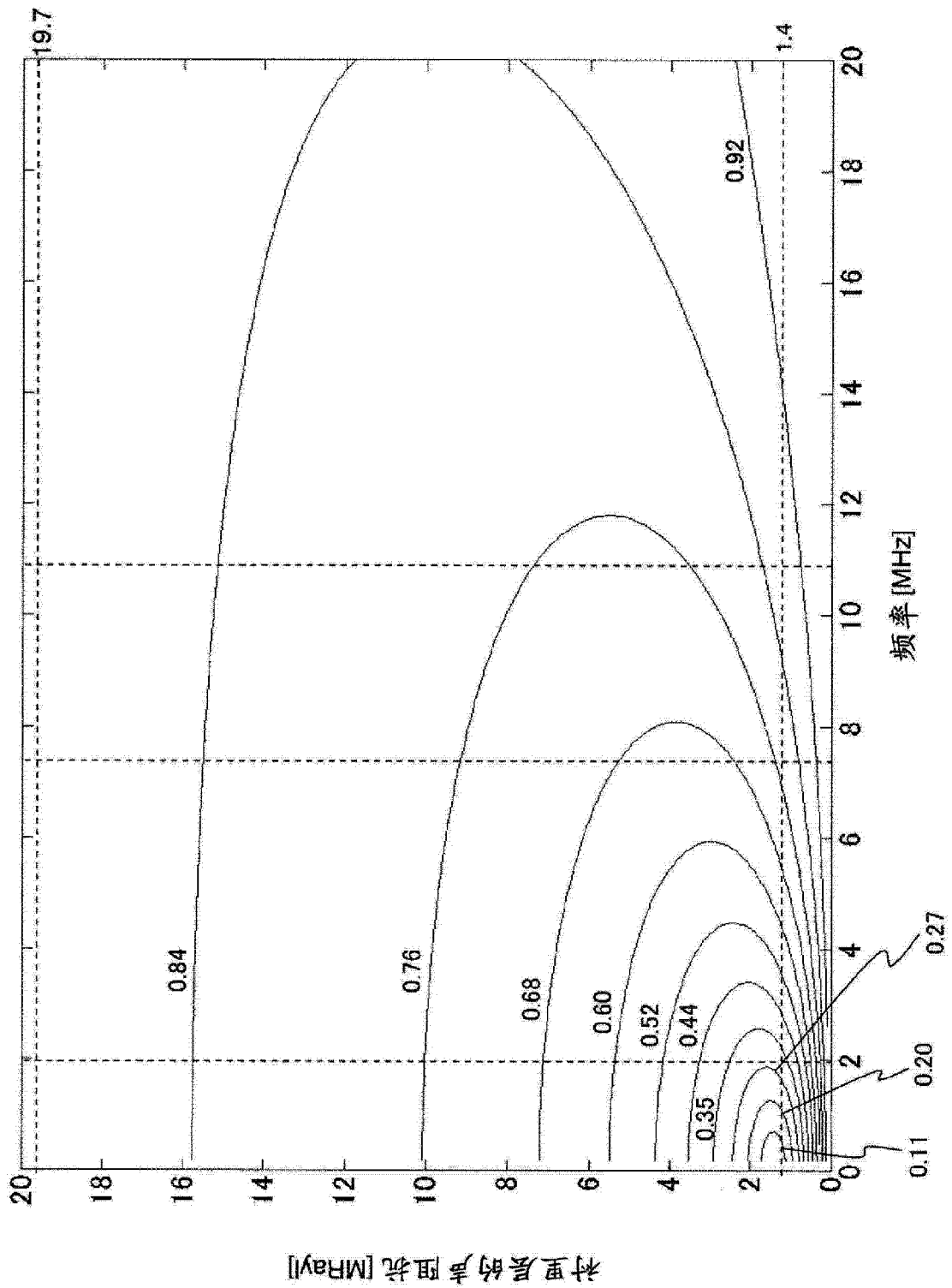


图 9

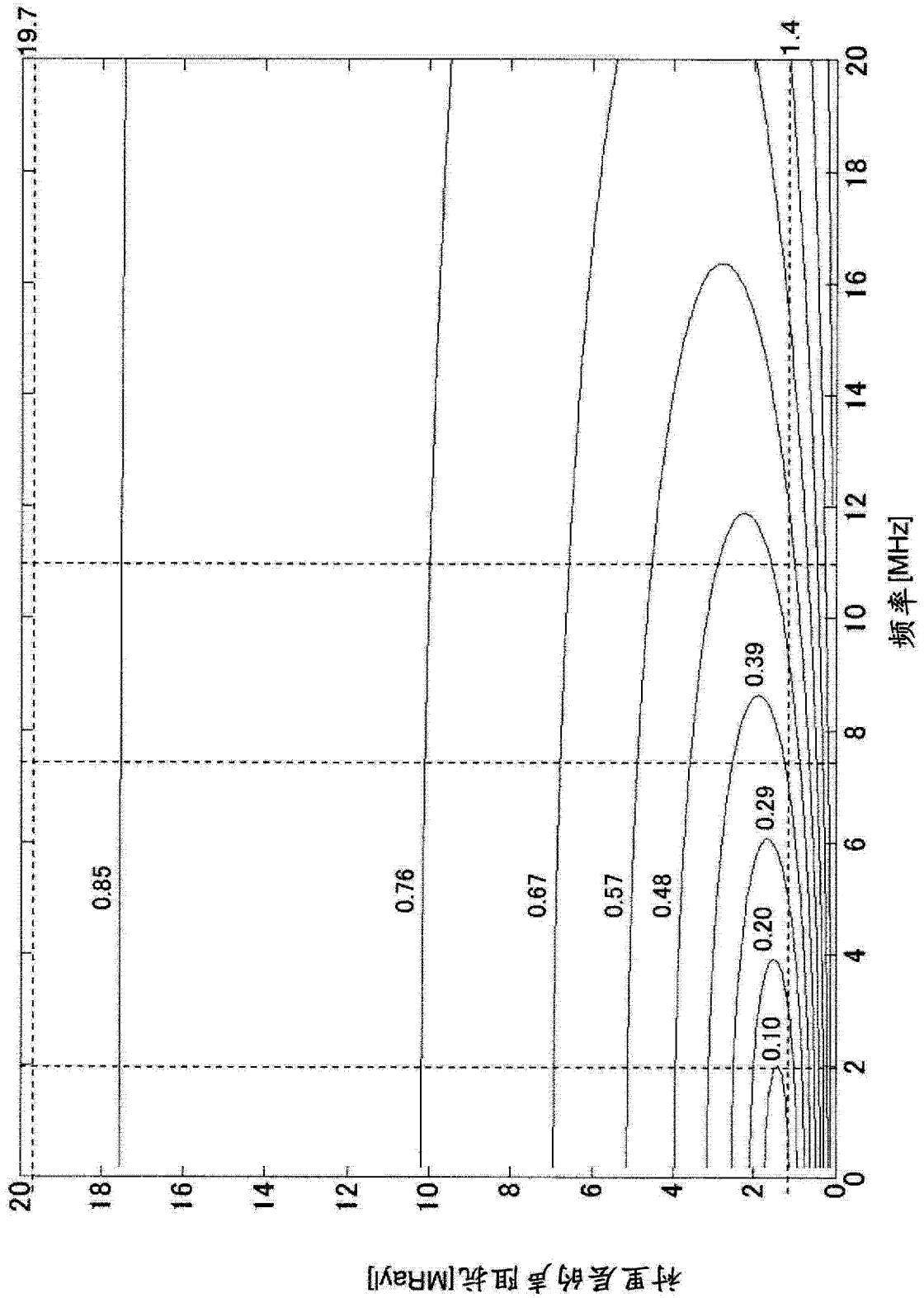


图 10

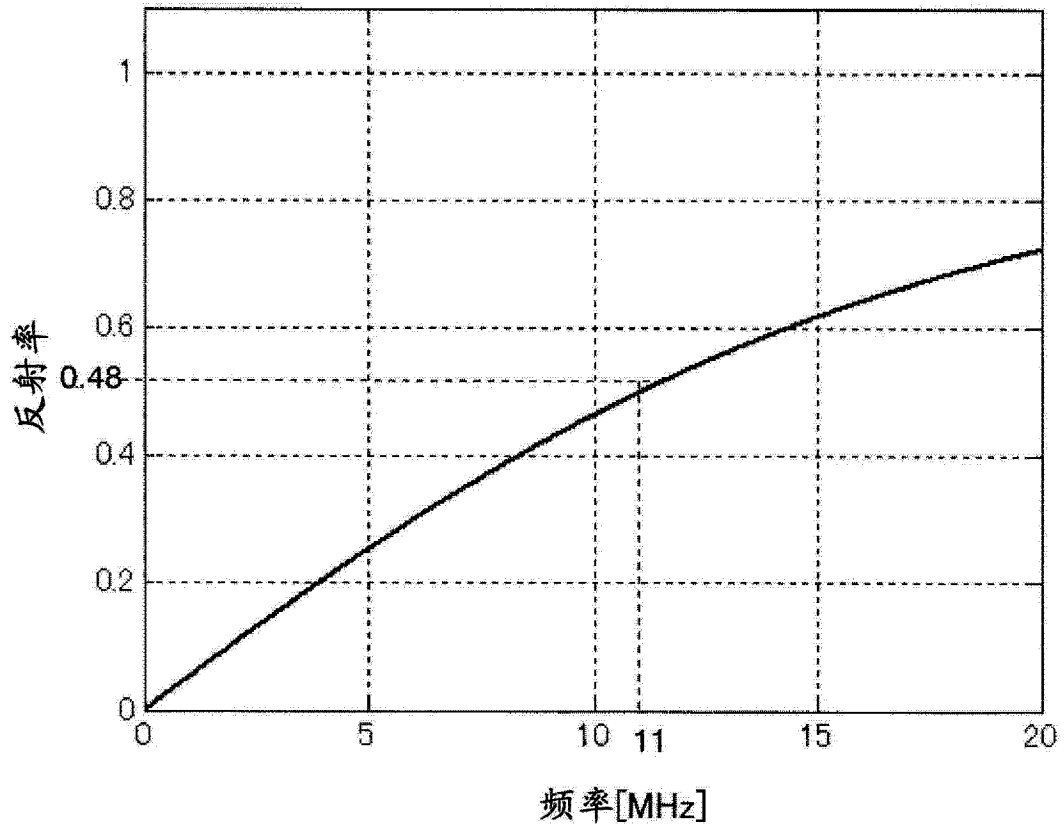


图 11

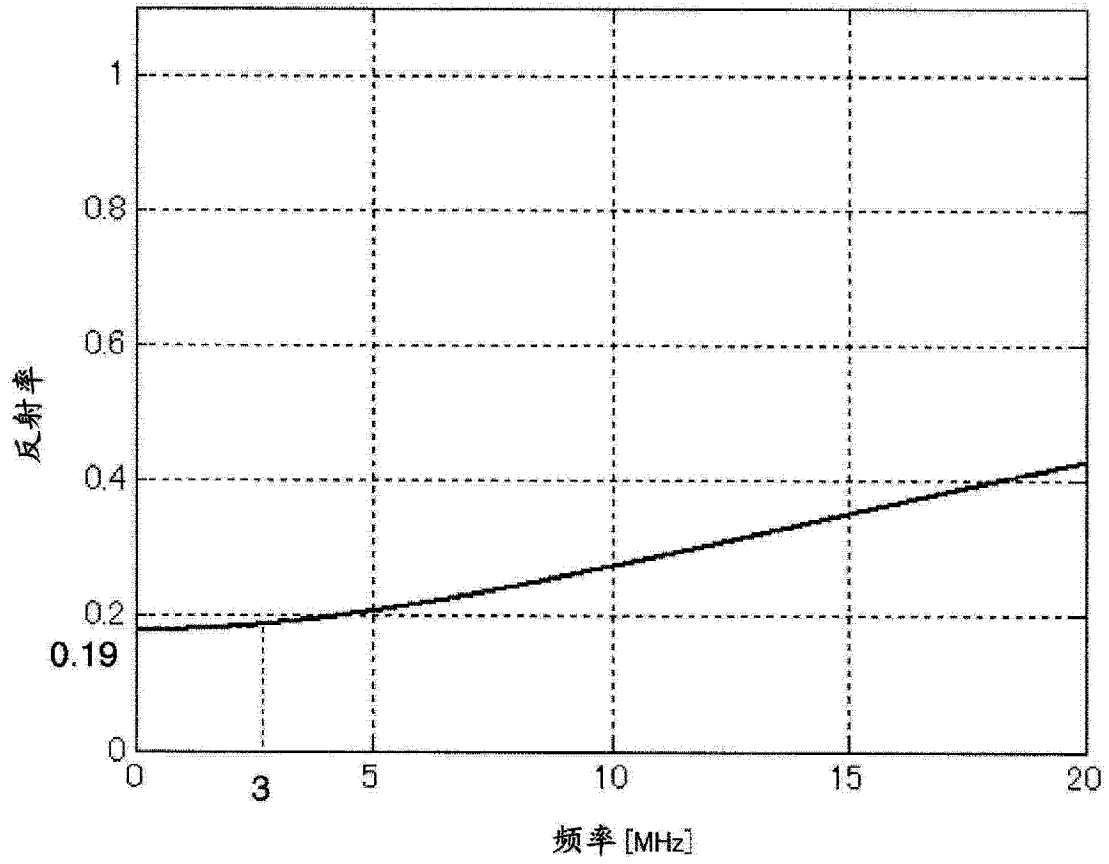


图 12

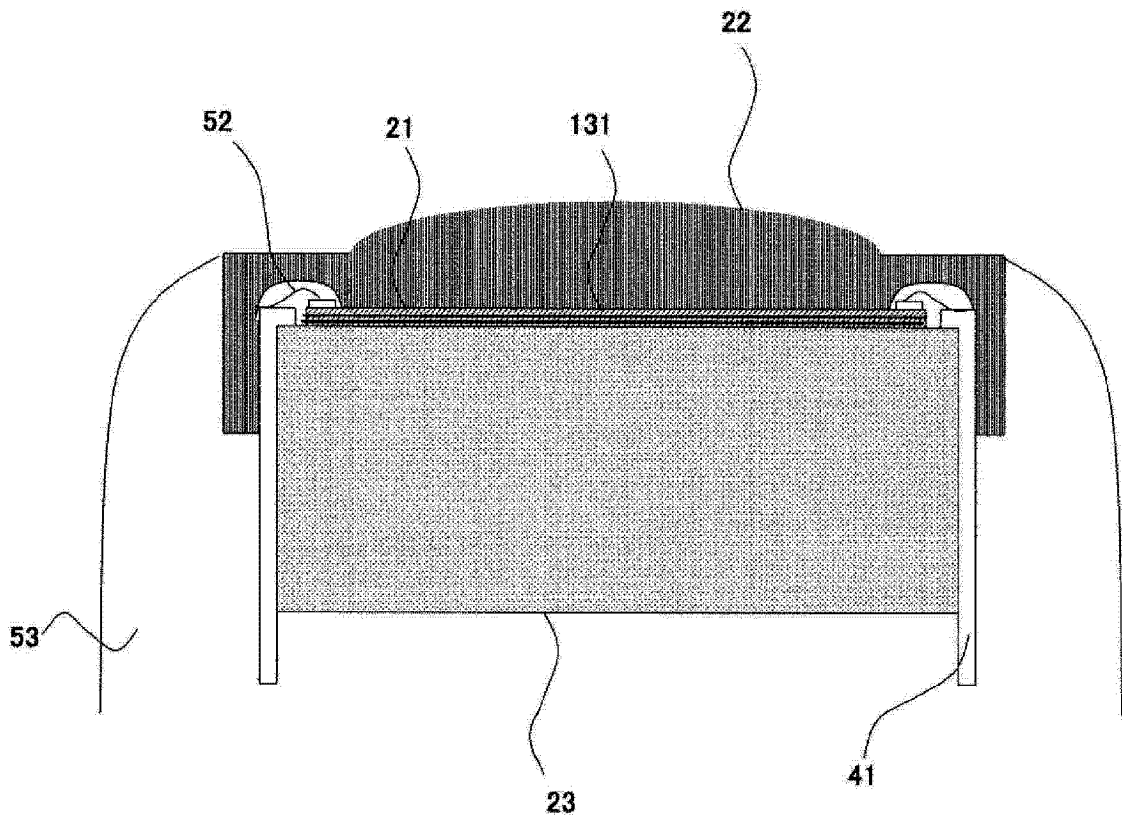


图 13

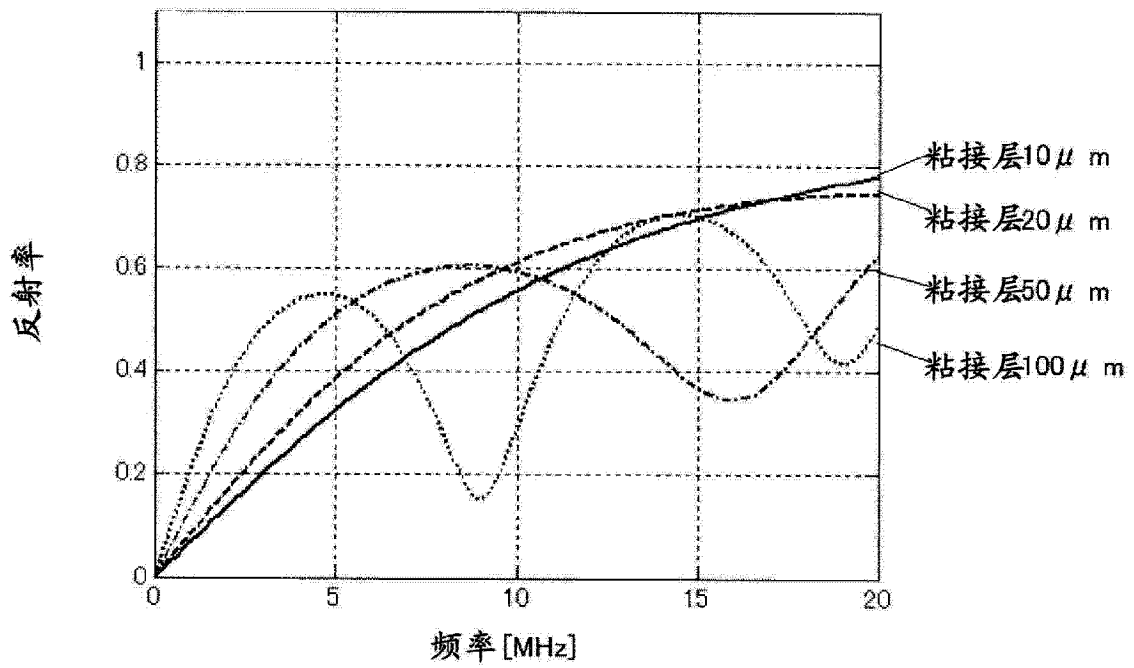


图 14

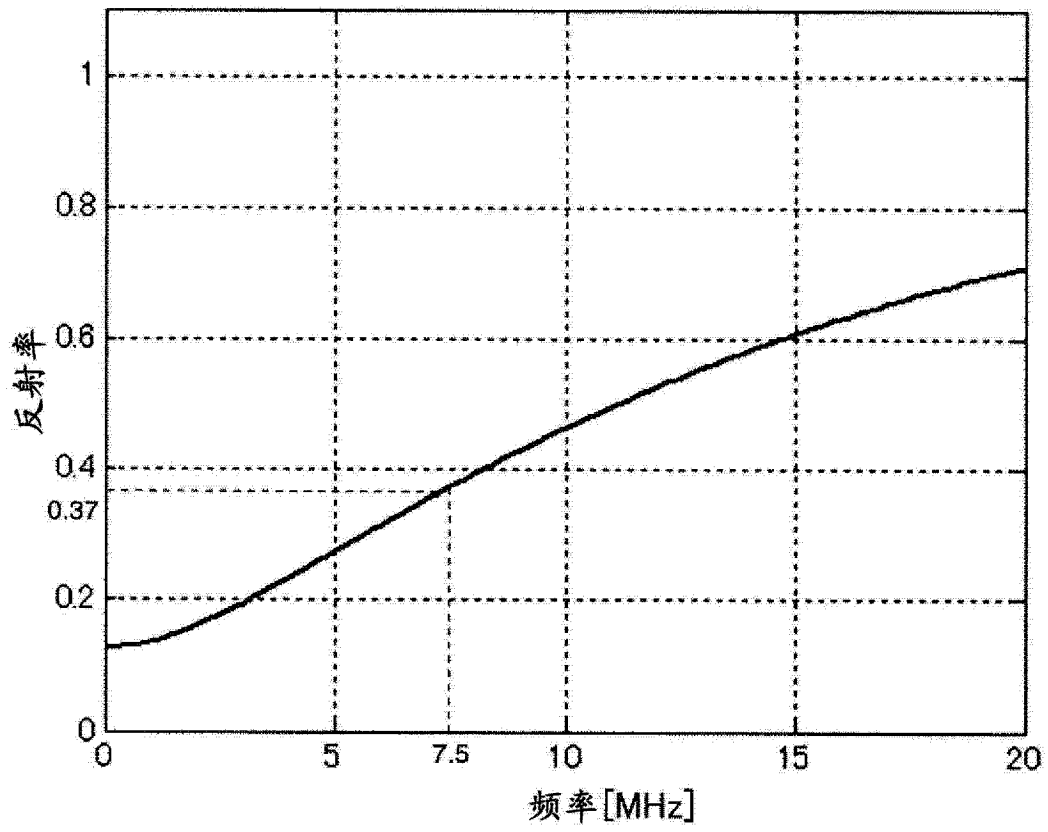


图 15

专利名称(译)	超声波探针和使用超声波探针的超声波摄像装置		
公开(公告)号	CN102770078A	公开(公告)日	2012-11-07
申请号	CN201180010881.X	申请日	2011-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	佐藤雅洋 佐光晓史 石田一成 田中宏树		
发明人	佐藤雅洋 佐光晓史 石田一成 田中宏树		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8915 A61B8/4483 G10K11/002		
代理人(译)	许静		
优先权	2010041838 2010-02-26 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探针，其能够抑制在具有CMUT芯片的振子和衬里层的边界面引起的多重反射的影响。本发明的超声波探针是对声透镜（14）、振子（11-1~11m）和衬里层（12）进行层叠的结构超声波探针，所述振子（11-1~11m）具有CMUT芯片，所述衬里层（12）由与所述声透镜（14）的声阻抗实质上相同的值的材料形成。

