



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102327128 A

(43) 申请公布日 2012. 01. 25

(21) 申请号 201110183538. 7

(22) 申请日 2011. 06. 30

(30) 优先权数据

148583/2010 2010. 06. 30 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 青木稔 芝本弘一 都筑健太郎

武内俊 四方浩之

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

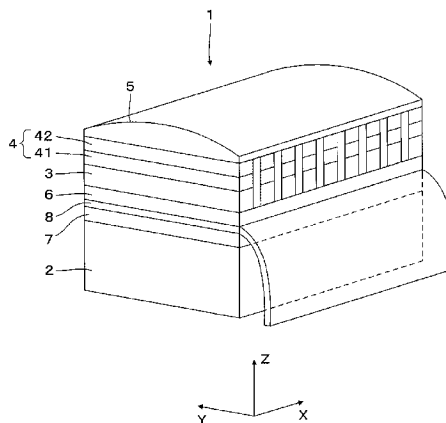
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波探头及超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的实施形态涉及超声波探头和超声波诊断装置。提供能够降低由背面材料反射的超声波的影响的超声波探头和超声波诊断装置。超声波探头具有接收发送超声波的超声波振子、声阻抗比超声波振子的大中间层、支承超声波振子的背面材料、和缓冲层。超声波振子、中间层和背面材料依超声波振子、中间层和背面材料的顺序配置。声阻抗比中间层和背面材料小的缓冲层配置在中间层与背面材料之间。



1. 一种超声波探头,其特征在于,具有:接收发送超声波的超声波振子,声阻抗比上述超声波振子大的中间层,以及支承上述超声波振子的背面材料;

上述超声波振子、上述中间层和上述背面材料依上述超声波振子、上述中间层和上述背面材料的顺序配置;

还具有声阻抗比上述中间层和上述背面材料小、配置在上述中间层与上述背面材料之间的缓冲层。

2. 如权利要求1所述的超声波探头,上述缓冲层的声阻抗为 $1 \sim 5[\text{Mrayl}]$ 。

3. 如权利要求1所述的超声波探头,还具有连接在上述中间层的与上述背面材料相对的面上、用来给上述超声波振子施加电压的基板;

上述中间层具有导电性;

上述缓冲层设置在上述基板与上述背面材料之间。

4. 如权利要求2所述的超声波探头,还具有连接在上述中间层的与上述背面材料相对的面上、用来给上述超声波振子施加电压的基板;

上述中间层具有导电性;

上述缓冲层设置在上述基板与上述背面材料之间。

5. 如权利要求1所述的超声波探头,还具有配置在上述中间层与上述背面材料之间、用来给上述超声波振子施加电压的基板;

上述中间层具有导电性,而且在与上述背面材料相对的面上具有凹部;

上述缓冲层配置在上述中间层的上述凹部内;

上述中间层的上述凹部的周围与上述基板连接着。

6. 如权利要求2所述的超声波探头,还具有配置在上述中间层与上述背面材料之间、用来给上述超声波振子施加电压的基板;

上述中间层具有导电性,而且在与上述背面材料相对的面上具有凹部;

上述缓冲层配置在上述中间层的上述凹部内;

上述中间层的上述凹部的周围与上述基板连接着。

7. 如权利要求1所述的超声波探头,上述背面材料为金属、金属碳化物或金属氧化物。

8. 一种超声波诊断装置,具有:权利要求1至权利要求7中任一项所述的超声波探头,以及根据上述超声波探头接收到的信号生成超声波图像的图像生成部。

超声波探头及超声波诊断装置

[0001] 本申请以日本专利申请 2010-148583 号（申请日：6/30/2010）为基础，享受该申请的优先权利。本申请通过参照该申请从而包含该申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施形态涉及超声波探头及超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置 (ultrasound imaging apparatus) 用超声波探头 (ultrasound probe) 往被检体内发送超声波，用超声波探头接收被检体内的因声阻抗 (acoustic impedance) 的不匹配产生的反射波。而且，超声波诊断装置根据超声波探头接收到的反射波，生成表示被检体内部的超声波图像。

[0004] 超声波探头例如具有背面材料 (backing material)、多个压电振动器 (piezoelectric transducer)、声匹配层 (acoustic matching layer) 和声透镜 (acoustic lens)。背面材料起结构支承材料的作用，并且衰减、吸收多余的超声波振动成分。多个压电振动器沿扫描方向配置在背面材料上。压电振动器通过根据发送信号振动来产生超声波，接收反射波生成接收信号。将压电振动器的一个面称为“放射面”，将放射面的相反一侧的面称为“里面”。背面材料设置在压电振动器的里面上。声匹配层设置在压电振动器的放射面上。声匹配层缓解压电振动器与生体之间的声阻抗的不匹配。声透镜设置在声匹配层上。声透镜使超声波收敛。由压电振动器产生的超声波经过声匹配层和声透镜放射。

[0005] 并且，专利文献 1 公开了在压电振动器与背面材料之间具有中间层 (intermediate layer) 的超声波探头。中间层的声阻抗比压电振动器的声阻抗高。中间层的厚度为使用的超声波波长的约 1/4。使用金、铅、钨、水银或蓝宝石作为中间层。由压电振动器放射到里面一侧的超声波被中间层反射到放射面一侧，经由声匹配层和声透镜放射。

发明内容

[0006] 本发明想要解决的问题就是要提供一种能够降低由背面材料反射的超声波的影响的超声波探头和超声波诊断装置。

[0007] 该实施形态的超声波探头具有：接收发送超声波的超声波振子、声阻抗比超声波振子大的中间层、支承超声波振子的背面材料、和缓冲层。超声波振子、中间层和背面材料依超声波振子、中间层和背面材料的顺序配置着。声阻抗比中间层和背面材料小的缓冲层配置在中间层与背面材料之间。

[0008] 具有以上结构的超声波探头将缓冲层配置在背面材料与中间层之间。由于缓冲层的声阻抗比背面材料和中间层的小，因此通过中间层的超声波被缓冲层反射。因此，超声波的反射被背面材料抑制，因而能够抑制超声波从背面材料向超声波振子的放射面一侧传播。这样一来，不会使超声波探头的声特性恶化，能够获得伪像 (artifact) 少的超声波图像。

附图说明

- [0009] 图 1 为第 1 实施形态的超声波探头的立体图；
[0010] 图 2 为第 1 实施形态的超声波探头的剖视图；
[0011] 图 3 为第 2 实施形态的超声波探头的剖视图；
[0012] 图 4 为示意地表示模拟的模型的图；
[0013] 图 5A 为表示模拟的结果的曲线图；
[0014] 图 5B 为表示模拟的结果的曲线图；
[0015] 图 6 为表示该实施形态的超声波诊断装置的框图。

具体实施方式

[第 1 实施方式]

[0017] 参照图 1 和图 2 说明第 1 实施形态的超声波探头。超声波探头 1 具有头 (head) 和线缆。图 1 表示了超声波探头 1 的头。图 2 为用 Y-Z 面剖切超声波探头 1 的剖视图。另外,在图中 X 方向为扫描方向,Y 方向为切片 (slice) 方向,Z 方向为超声波的收发方向。X 方向、Y 方向和 Z 方向互相正交。

[0018] 第 1 实施形态的超声波探头 1 具有背面材料 2、多个超声波振子 (ultrasound oscillator) 3、多个声匹配层 4、声透镜 5、中间层 6、缓冲层 7 和挠性基板 8。依背面材料 2、缓冲层 7 (buffer layer)、挠性基板 8、中间层 6、超声波振子 3、声匹配层 4 和声透镜 5 的顺序配置各部。即,在背面材料 2 的上面设置有缓冲层 7。在缓冲层 7 的上面设置有挠性基板 8 (FPC (flexible printed circuit))。在挠性基板 8 上面设置有中间层 6。在中间层 6 的上面设置有沿扫描方向 (图中的 X 方向) 排列的多个超声波振子 3。在超声波振子 3 的上面设置有沿扫描方向排列的多个声匹配层 4。在声匹配层 4 的上面设置有声透镜 5。声匹配层 4 具有设置在超声波振子 3 上的第 1 声匹配层 41、和设置在第 1 声匹配层 41 上的第 2 声匹配层 42。声匹配层 4 既可以只有一层,也可以具有多层。另外,线缆的说明省略。中间层 6 的声阻抗比超声波振子 3 的声阻抗大。并且,缓冲层 7 的声阻抗比背面材料 2 和中间层 6 的声阻抗小。下面说明超声波探头 1 的各部。

[0019] 背面材料 2 支承超声波振子 3。背面材料 2 的声阻抗优选例如 5 [Mrayl] 以上。背面材料 2 优选例如铝、铜、钛、锌、锡、金或银等金属,以这些金属为主要成分的合金、金属碳化物、或金属氧化物构成。通过将 these 材料用于背面材料 2,能够提高背面材料 2 的刚性,并且能够提高背面材料 2 的导热系数。通过使用导热系数高的背面材料 2,能够通过背面材料 2 效率良好地散发超声波振子 3 产生的热量。由于这样能够提高超声波探头 1 的散热性,因此能够发送能量更高的超声波,结果能够提高超声波探头 1 的灵敏度。另外,背面材料 2 也可以用以聚丁二烯或氯丁二烯等为材料的橡胶材料构成。

[0020] 超声波振子 3 用例如锆钛酸铅 (lead zirconate titanate) $Pb(Zr, Ti)O_3$ 、铌酸锂 (lithium niobate) $(LiNbO_3)$ 、钛酸钡 (barium titanate) $(BaTiO_3)$ 、或者钛酸铅 (Lead Titanate) $(PbTiO_3)$ 等陶瓷构成。在超声波振子 3 的上下表面分别设置有未图示的电极。超声波振子 3 的声阻抗为例如 30 [Mrayl] 左右。将超声波振子 3 的与声匹配层 4 相对的面称为“放射面”,将放射面的相反一侧的面 (与中间层 6 相对的面) 称为“里面”。

[0021] 通过使声匹配层 4 为多层结构,与声透镜 5 相结合能够抑制与被检体的体表之间

的声阻抗的差分引起的信号干扰的产生。

[0022] 声透镜 5 与被检体的体表面接触进行超声波的收发的调解 (mediate)。利用该声透镜 5 在离体表规定深度凝聚切片方向 (图中的 Y 方向) 的声的焦点 (acoustic focal point)。并且,利用配置在扫描方向上的多个超声波振子 3 切换超声波的发送和接收的定时,通过这样凝聚扫描方向 (X 方向) 的声的焦点。

[0023] 由于多个超声波振子 3 沿扫描方向 (X 方向) 排成一列,因此本实施形态的超声波探头 1 为一维阵列探头。另外,该实施形态的超声波探头也可以是多个超声波振子 3 二维配置的二维阵列探头。

[0024] 中间层 6 具有比超声波振子 3 大的声阻抗。中间层 6 的声阻抗为例如 50 ~ 100 [Mrayl]。中间层 6 例如用导电性材料构成。作为一个例子,中间层 6 用金、铅、钨或水银等金属、蓝宝石构成。中间层 6 也可以用树脂等非导电性材料构成。在中间层 6 使用非导电性材料的情况下,只要通过电镀等在中间层 6 的表面上形成金属,通过这样使中间层 6 具有导电性就可以。中间层 6 的厚度优选为使用的超声波波长的大致 1/4。由此,能够使被中间层 6 反射、回到超声波振子 3 的放射面一侧的超声波与从超声波振子 3 放射到放射面一侧的超声波相位一致。

[0025] 挠性基板 8 具有导电部和支承导电部的基板部。挠性基板 8 连接在中间层 6 的与背面材料 2 相对的面。由于中间层 6 具有导电性,因此挠性基板 8 通过中间层 6 将电压施加到超声波振子 3 上。挠性基板 8 的声阻抗为例如 5 ~ 10 [Mrayl]。并且,在超声波振子 3 与声匹配层 4 之间设置有接地引出用的未图示的挠性基板。另外,也可以使声匹配层 4 具有导电性,在声匹配层 4 与声透镜 5 之间设置接地引出用的挠性基板。

[0026] 缓冲层 7 配置在背面材料 2 与中间层 6 之间。在第 1 实施形态中,挠性基板 8 配置在背面材料 2 与中间层 6 之间,缓冲层 7 配置在背面材料 2 与挠性基板 8 之间。缓冲层 7 的声阻抗比背面材料 2 和中间层 6 的声阻抗小。缓冲层 7 的声阻抗为例如 1 ~ 5 [Mrayl]。缓冲层 7 例如用聚氨酯系、聚乙烯系、或聚酰亚胺系高分子材料,或者聚硅氧烷树脂、环氧树脂等构成。缓冲层 7 也可以是层叠多层高分子材料或聚硅氧烷树脂、环氧树脂等构成的层的构造体。缓冲层 7 的厚度优选为使用的超声波波长 (λ) 的 1/16 以上。

[0027] (超声波探头 1 的制造方法)

[0028] 下面说明超声波探头 1 的制造方法。首先,将中间层 6 与板状超声波振子和声匹配层层叠。具体为,将板状超声波振子接合在中间层 6 的一个面上,将声匹配层接合到超声波振子的与中间层 6 相对的面相反一侧的面上。将挠性基板 8 接合到中间层 6 的与超声波振子相对的面相反一侧的面上。接着,将缓冲层 7 接合到挠性基板 8 的与中间层 6 相对的面相反一侧的面上。将背面材料 2 接合到缓冲层 7 的与挠性基板 8 相对的面相反一侧的面上。各接合可以使用例如环氧系粘接剂。另外,也可以预先将缓冲层 7 接合到挠性基板 8 和背面材料 2 上。通过上述操作制作依声匹配层、板状超声波振子、中间层 6、挠性基板 8、缓冲层 7 和背面材料 2 的顺序层叠了各部的结构体。并且,通过用包含切片方向 (Y 方向) 和收发方向 (Z 方向) 的面沿扫描方向 (X 方向) 多次切断板状超声波振子和声匹配层,获得多个超声波振子 3 和多个声匹配层 4。通过将声透镜 5 配置到声匹配层 4 上,制作超声波探头 1。

[0029] 如果采用具有以上结构的超声波探头 1,由于在背面材料 2 与中间层 6 之间配置有

声阻抗比背面材料 2 和中间层 6 小的缓冲层 7, 因此能够抑制超声波从超声波振子 3 向背面材料 2 的传播。即, 从超声波振子 3 放射到里面一侧 (中间层 6 一侧) 的超声波被声阻抗比超声波振子 3 高的中间层 6 反射到超声波振子 3 的放射面一侧。另一方面, 被放射到里面一侧的超声波的一部分穿过中间层 6 朝向背面材料 2 一侧。第 1 实施形态由于声阻抗比背面材料 2 和中间层 6 小的缓冲层 7 被配置在背面材料 2 与中间层 6 之间, 因此穿过了中间层 6 的超声波被缓冲层 7 反射。由此, 能够抑制超声波从超声波振子 3 向背面材料 2 传播。结果, 由于由背面材料 2 引起的超声波的反射被抑制, 因此能够抑制超声波从背面材料 2 向超声波振子 3 的放射面一侧传播。由于这样能够降低由背面材料 2 反射的超声波的影响, 因此不会使超声波探头 1 的声波特性恶化, 能够获得伪像少的超声波图像。

[0030] 并且, 由于在背面材料 2 与中间层 6 之间配置有缓冲层 7, 因此背面材料 2 也可以不一定具有衰减超声波的功能。即, 背面材料 2 只要具有支承超声波振子 3 的功能就可以。这样一来, 对用于背面材料 2 的材料的约束少, 因此能够将导热系数高的材料用于背面材料 2。因此, 如上所述, 能够将金属、金属碳化物或金属氧化物用于背面材料 2 的材料, 能够提高背面材料 2 的导热系数。由此, 能够通过背面材料 2 效率良好地散发超声波振子 3 产生的热量, 所以能够发送更高能量的超声波。

[0031] 并且, 通过使用缓冲层 7, 能够衰减超声波振子 3 或中间层 6 的机械震动。超声波振子 3 在超声波产生时机械震动。该震动有时会传播到中间层 6、挠性基板 8、背面材料 2, 产生串扰 (cross talk)。由于如上所述缓冲层 7 使用了声阻抗低的材料, 因此缓冲层 7 的泊松比大。通过配置泊松比大的缓冲层 7, 能够缓冲、衰减超声波振子 3 或中间层 6 的震动。结果, 能够抑制串音的产生。

[0032] 另外, 能够像上述那样根据超声波的波长 (λ) 设定缓冲层 7 的厚度。其中, 通过使缓冲层 7 的厚度为规定以上的厚度, 能够更有效地抑制超声波从超声波振子 3 向背面材料 2 传播。而且能够更有效地缓冲、衰减超声波振子 3 或中间层 6 的震动。

[0033] 但是, 在设定缓冲层 7 厚度的过程中, 优选考虑超声波探头中的散热性、尤其是考虑缓冲层 7 的导热系数。

[0034] 并且, 以上述示例过的超声波探头的制造方法制作依声匹配层、板状超声波振子、中间层 6、挠性基板 8、缓冲层 7、和背面材料 2 的顺序层叠各部的结构体。并且, 多次切断该结构体中的板状超声波振子和声匹配层。这样的制造方法优选设定不妨碍结构体的切断工序的缓冲层 7 的厚度。即, 如果使泊松比较大的缓冲层 7 过厚, 则有可能给结构体的切断工序招致障碍。

[0035] 因此, 有可能考虑超声波向背面材料 2 传播的抑制、震动的衰减、散热性、对制造工序的影响等观点适当地设定缓冲层 7 的厚度。

[0036] [第 2 实施形态]

[0037] 参照图 3 说明第 2 实施形态的超声波探头。图 3 为用 Y-Z 面剖切第 2 实施形态的超声波探头 1A 的剖视图。第 1 实施形态中缓冲层 7 配置在背面材料 2 与挠性基板 8 之间, 但第 2 实施形态中改变了缓冲层 7 的位置。第 2 实施形态中, 缓冲层 7 配置在中间层 6 与挠性基板 8 之间。另外, 在第 2 实施形态的超声波探头 1A 中, 缓冲层 7 的位置和中间层 6 的形状与第 1 实施形态的超声波探头 1 不同, 除此以外的结构与超声波探头 1 的结构是相同的。以下说明中间层 6 和缓冲层 7。

[0038] 中间层 6 在与背面材料 2 相对的面（与超声波振子 3 相对的面相反一侧的面）上具有凹部 62。例如，中间层 6 在与背面材料 2 相对的面上与超声波的有效口径相对应的地方具有凹部 62。凹部 62 的形状和大小与缓冲层 7 的形状和大小大致相同。换言之，实施形态 2 的缓冲层 7 具有与凹部 62 大致相同的形状和大小。缓冲层 7 配置在中间层 6 的凹部 62 内。并且，中间层 6 在凹部 62 的周围具有围绕凹部 62 的凸起部 61。缓冲层 7 通过配置在凹部 62 内从而被凸起部 61 包围。并且，挠性基板 8 配置在中间层 6 和缓冲层 7 与背面材料 2 之间。凸起部 61 包围着缓冲层 7 朝挠性基板 8 延伸，凸起部 61 的顶端与挠性基板 8 接合。由此，中间层 6 与挠性基板 8 电连接。

[0039] 如果采用具有以上结构的超声波探头 1A，能够提高缓冲层 7 产生的效果，并且能够通过中间层 6 从挠性基板 8 给超声波振子 3 施加电压。即，为了提高上述缓冲层 7 的效果，缓冲层 7 最好不将挠性基板 8 夹在中间地配置到中间层 6 的正下方。作为一个例子，优选依中间层 6、缓冲层 7 和挠性基板 8 的顺序配置各部。但是，根据用于缓冲层 7 的材料不同，缓冲层 7 有时没有导电性。在中间层 6 与挠性基板 8 之间配置没有导电性的缓冲层 7 的情况下，挠性基板 8 与超声波振子 3 之间获得电连接困难。因此，像第 2 实施形态的超声波探头 1A 这样在中间层 6 设置凹部 62、将缓冲层 7 配置到凹部 62 中，并且将中间层 6 的凸起部 61 接合到挠性基板 8 上。由此，能够将缓冲层 7 配置到中间层 6 的正下方，能够提高缓冲层 7 产生的效果。并且，由于中间层 6 的凸起部 61 与挠性基板 8 接合着，因此中间层 6 与挠性基板 8 电连接，能够通过中间层 6 从挠性基板 8 给超声波振子 3 施加电压。

[0040] （模拟）

[0041] 以第 1 实施形态的超声波探头 1 和第 2 实施形态的超声波探头 1A 为对象，用有限元分析法进行了声模拟。图 4、图 5A 和图 5B 表示模拟的结果。假定具有超声波振子 3、中间层 6、挠性基板 8、缓冲层 7 和背面材料 2 的模型，通过对该模型进行模拟，求出了在超声波振子 3 的前方声压随时间的变化。

[0042] 图 4 表示各模型。模型 100 为没有缓冲层 7 的超声波探头的模型。模型 100 具有背面材料 2、中间层 6 和超声波振子 3，各部依这样的顺序配置着。模型 110 相当于第 1 实施形态的超声波探头 1。模型 110 具有背面材料 2、缓冲层 7、挠性基板 8、中间层 6 和超声波振子 3，各部依这样的顺序配置着。模型 120 相当于第 2 实施形态的超声波探头 1A。模型 120 具有背面材料 2、挠性基板 8、缓冲层 7、中间层 6 和超声波振子 3，各部依这些的顺序配置着。在各模型中，水 10 配置在超声波振子 3 的前方。

[0043] 以下说明模拟使用的各参数。另外， Z_a 为声阻抗， λ 为超声波的波长。

[0044] 超声波的中心频率：3[MHz]

[0045] 超声波振子 3： $Z_a = \text{约 } 30[\text{Mrayl}]$ ，厚度 = 约 $\lambda / 4$

[0046] 中间层 6： $Z_a = \text{约 } 80[\text{Mrayl}]$ ，厚度 = 约 $\lambda / 4$

[0047] 背面材料 2： $Z_a = \text{约 } 20[\text{Mrayl}]$ ，厚度 = 约 2[mm]

[0048] 缓冲层 7： $Z_a = \text{约 } 2[\text{Mrayl}]$ ，厚度 = 约 $\lambda / 8$

[0049] 挠性基板 8： $Z_a = \text{约 } 5[\text{Mrayl}]$ ，厚度 = 约 0.1[mm]

[0050] 图 5A 和图 5B 表示模拟结果。图 5A 表示声压分布 [dB]，图 5B 表示声压值 V。各曲线图的横轴为时间。曲线 200 为模型 100 的模拟结果。曲线 210 为模型 110 的模拟结果。曲线 220 为模型 120 的模拟结果。从声压分布来看，约 1.5[μsec] 以后的波形强度产生了

差异。没有缓冲层 7 的模型 100 如曲线 200 所示,变成了波形的收敛不好的结果。该结果成为超声波诊断装置中距离分辨率低下的原因,引起超声波图像的画质恶化。与此不同,具有缓冲层 7 的模型 110 和模型 120 如曲线 210 和曲线 220 所示,比模型 100 改善了波形的收敛。该结果起因于通过在中间层 6 与背面材料 2 之间配置了声阻抗小的缓冲层 7、降低了来自背面材料 2 的超声波的反射。

[0051] 另外,如曲线 210 和曲线 220 所示,缓冲层 7 无论是相对于挠性基板 8 配置在背面材料 2 一侧(模型 110 的形态)还是配置在中间层 6 一侧(模型 120 的形态),都能够获得相同的效果。

[0052] (超声波诊断装置)

[0053] 参照图 6 说明该实施形态的超声波诊断装置。该实施形态的超声波诊断装置具有第 1 实施形态的超声波探头 1、收发部 20、信号处理部 21、图像生成部 22、显示控制部 23 和用户接口(UI)24。或者,该实施形态的超声波诊断装置也可以具有第 2 实施形态的超声波探头 1A 来取代超声波探头 1。

[0054] (收发部 20)

[0055] 收发部 20 具有未图示的发送部和接收部。收发部 20 给超声波探头 1 提供电信号产生超声波,接收超声波探头 1 接收到的回波信号。

[0056] 发送部给超声波探头 1 提供电信号、发送聚束在规定焦点(发送聚束)的超声波。发送部具有例如未图示的时钟发生器、发送延迟电路和脉冲电路。时钟发生器产生决定超声波信号的发送定时和发送频率的时钟信号。发送延迟电路根据用来将超声波聚束在规定深度的聚束用延迟时间和用来朝规定方向发送超声波的偏向用延迟时间,在发送超声波时施加延迟,实施发送聚焦。脉冲电路具有与各超声波振子 3 相对应的各个信道(channel)的数量的脉冲发生器。脉冲电路以施加了延迟的发送定时产生驱动脉冲,提供给超声波探头 1 的各超声波振子 3。

[0057] 接收部接收超声波探头 1 接收到的回波信号,对该回波信号进行延迟处理,通过这样将模拟接收信号变换成整相过的(接收聚束过的)数字接收数据。接收部具有例如未图示的前置放大电路、A/D 变换器、接收延迟电路、和加法器。前置放大电路在每个接收信道放大从超声波探头 1 的各超声波振子 3 输出的回波信号。A/D 变换器将放大的回波信号变换成数字信号。接收延迟电路给变换成数字信号的回波信号付与决定接收指向性所必需的延迟时间。具体为,接收延迟电路将用来聚束来自规定深度的超声波的聚束用延迟时间、和用来对规定方向设定接收指向性的偏向用延迟时间付与数字回波信号。加法器加算被付与了延迟时间的回波信号。通过该加算,来自与接收指向性相对应的方向的反射成分被强调。即,从规定方向获得的接收信号被接收延迟电路和加法器整相并加算。

[0058] (信号处理部 21)

[0059] 信号处理部 21 具有 B 模式处理部。B 模式处理部进行回波振幅信息的影像化,从回波信号生成 B 模式超声波栅格数据。具体为,B 模式处理部对接收信号进行带通滤波处理,然后检波输出信号的包络线,用对数变换对检波过的数据实施压缩处理。并且,信号处理部 21 也可以具有 CFM(Color Flow Mapping,彩色血流成像)处理部。CFM 处理部进行血流信息的影像化,生成彩色超声波栅格数据。血流信息为速度、分布或能量等信息,血流信息作为二值化信息获得。并且,信号处理部 21 还可以具有多普勒处理部。多普勒处理部通

过相位检波接收信号取出多普勒偏移频率成分,通过实施 FFT 处理生成表示血流速度的多普勒频率分布。

[0060] (图像生成部 22)

[0061] 图像生成部 22 根据从信号处理部 21 输出的数据生成超声波图像数据。图像生成部 22 具有例如 DSC(Digital Scan Converter,数字扫描转换器)。图像生成部 22 将用扫描线信号列表示的信号处理后的数据变换成用正交坐标系表示的图像数据(扫描转换处理)。例如图像生成部 22 通过对用 B 模式处理部实施了信号处理的 B 模式超声波栅格数据实施扫描转换处理,生成表示被检体的组织形状的 B 模式图像数据。

[0062] (显示控制部 23)

[0063] 显示控制部 23 根据由图像生成部 22 生成的超声波图像数据将超声波图像显示在显示部 25 中。

[0064] (用户接口(UI)24)

[0065] 用户接口(UI)24 具有显示部 25 和操作部 26。显示部 25 为 CRT 或液晶显示器等显示器,在画面上显示断层像等超声波图像。操作部 26 由操纵杆或跟踪球等定位设备、开关、各种按钮、键盘、或 TCS(Touch Command Screen,触摸控制屏)等构成。

[0066] 图像生成部 22 和显示控制部 23 也可以分别由 CPU、GPU 或 ASIC 等未图示的处理装置,和 ROM、RAM 或 HDD 等未图示的存储装置构成。存储装置中存储有用来执行图像生成部 22 的功能的图像生成程序、和用来执行显示控制部 23 的功能的显示控制程序。CPU 等处理装置通过执行存储在存储装置中的各程序执行各部的功能。

[0067] 如果采用具有以上结构的超声波诊断装置,由于具有第 1 实施形态的超声波探头 1 或第 2 实施形态的超声波探头 1A,因此能够不会使超声波探头 1 或超声波探头 1A 的声特性恶化地生成伪像少的超声波图像。

[0068] 虽然说明了本发明的几个实施形态,但这些实施形态只是作为例子提出的,并没有限定发明的范围的意图。这些实施形态可以以其他各种形态实施,在不超出发明旨意的范围内能够进行各种省略、置换、变更。这些实施形态或其变形与包含在发明的范围或宗旨中一样,是包含在权利要求范围中记载的发明及其均等的范围内的。

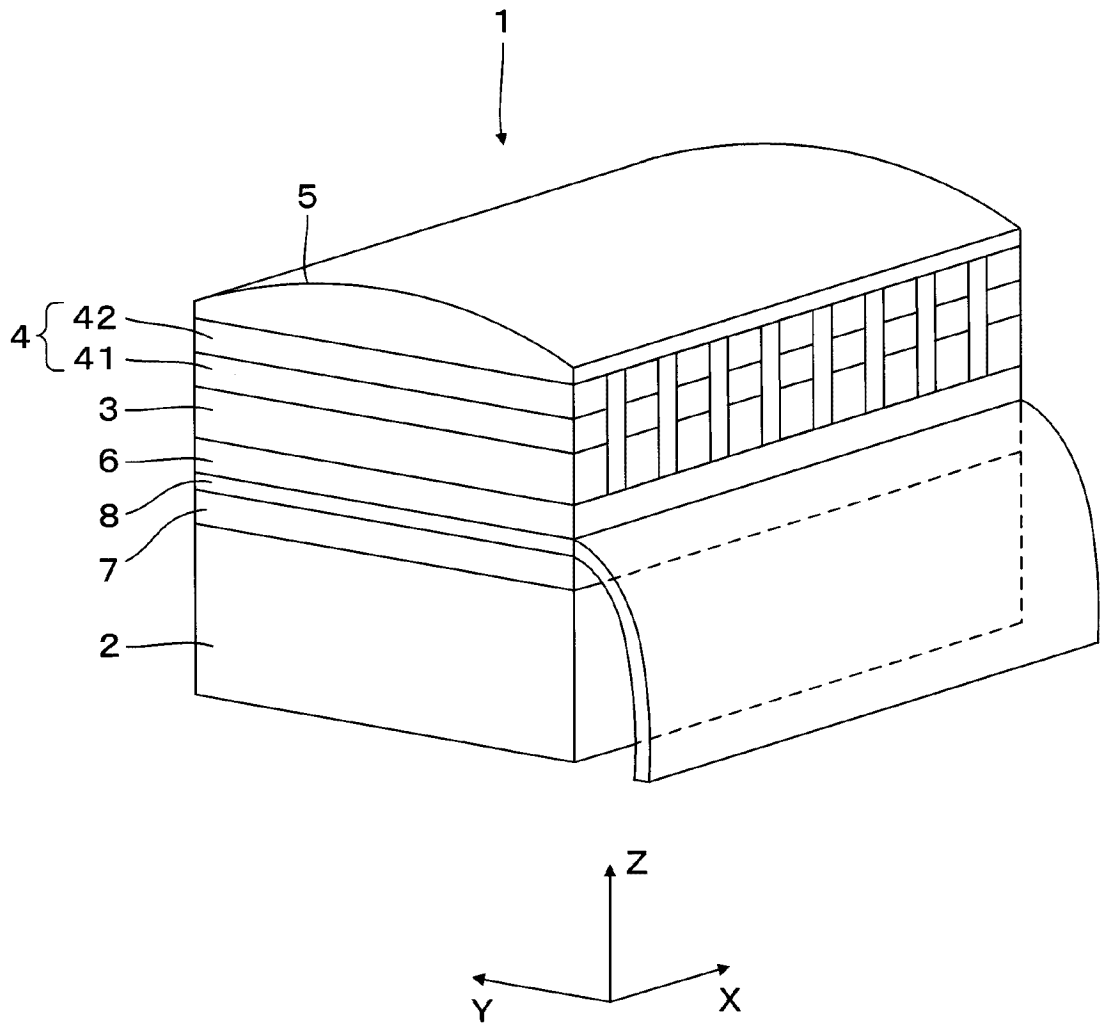


图 1

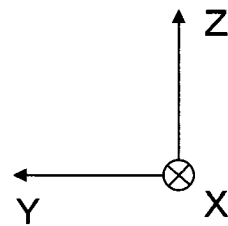
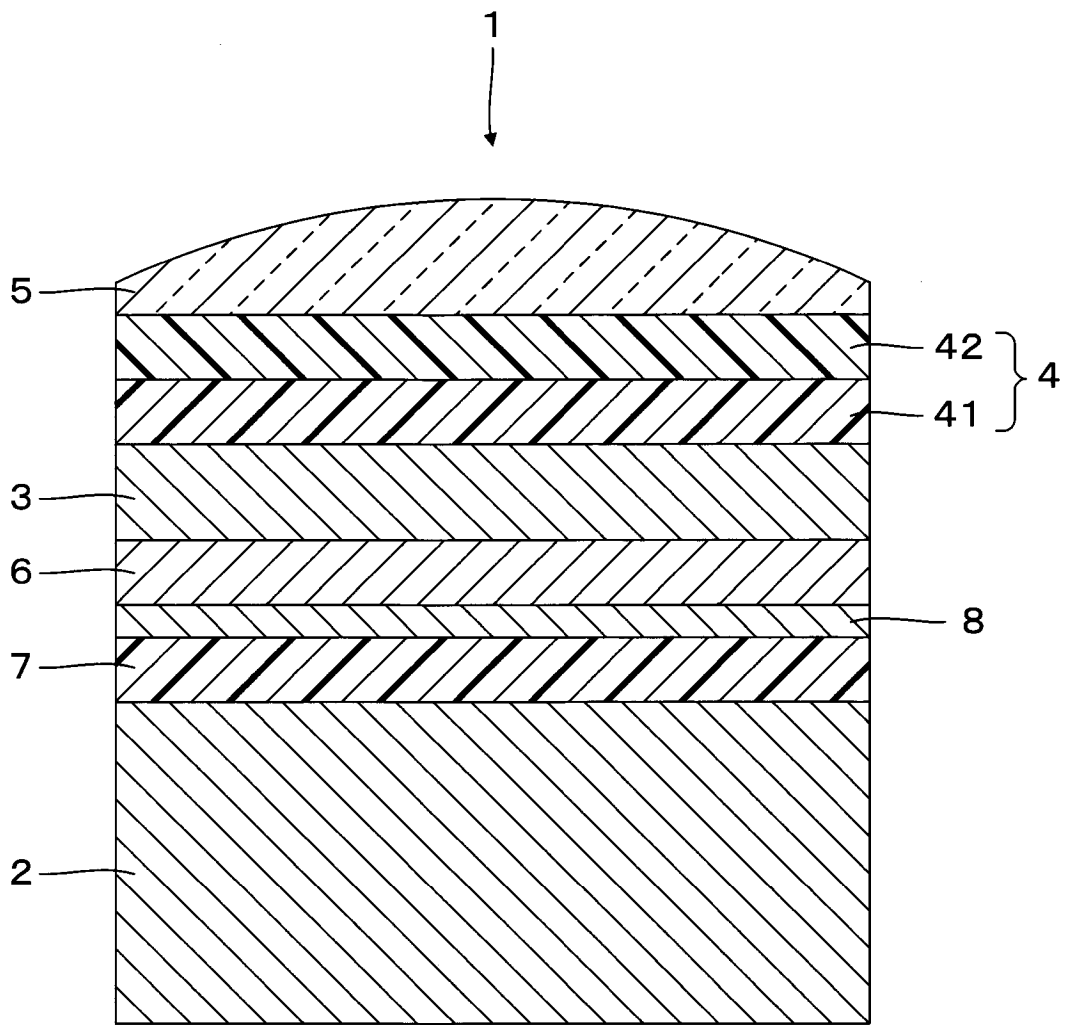


图 2

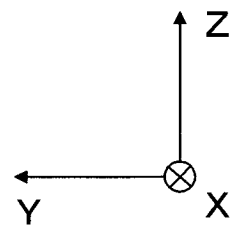
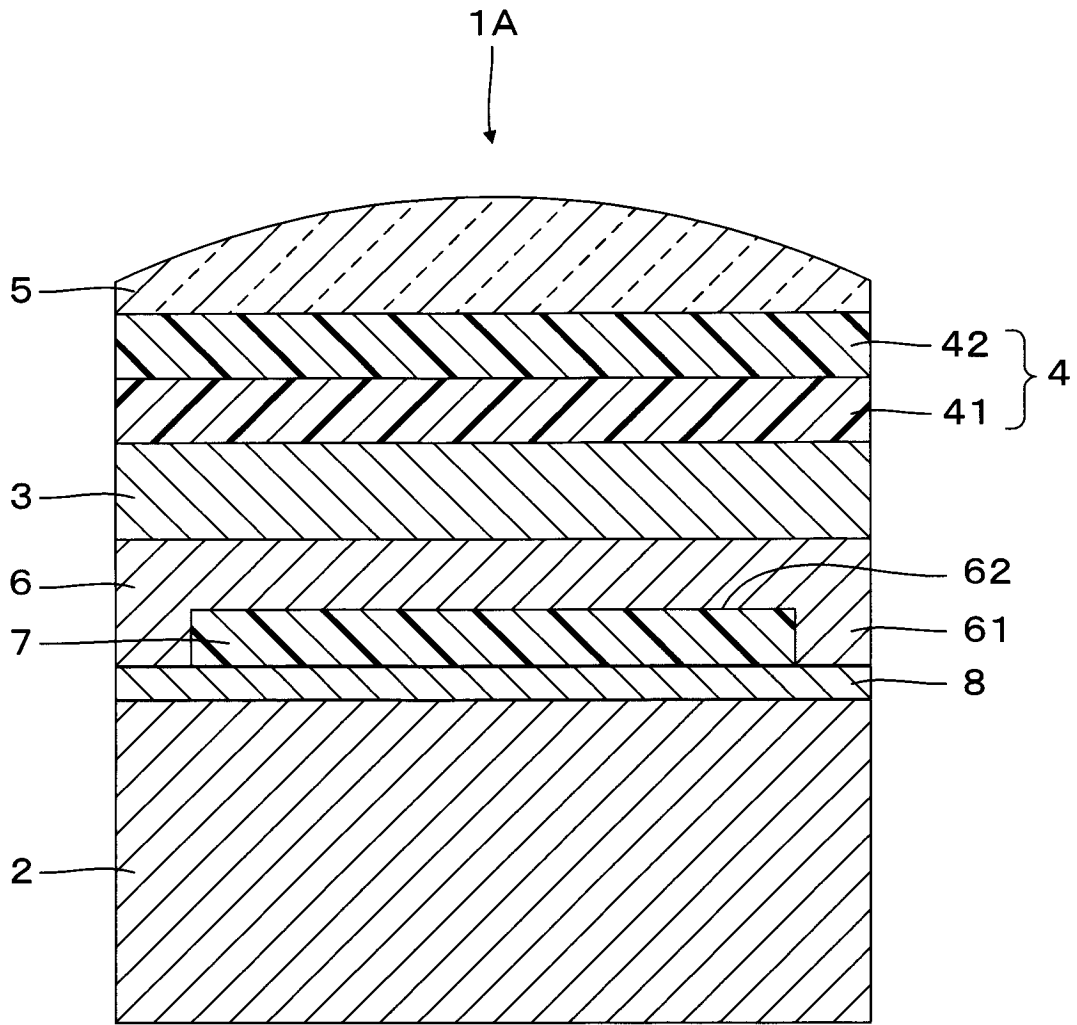


图 3

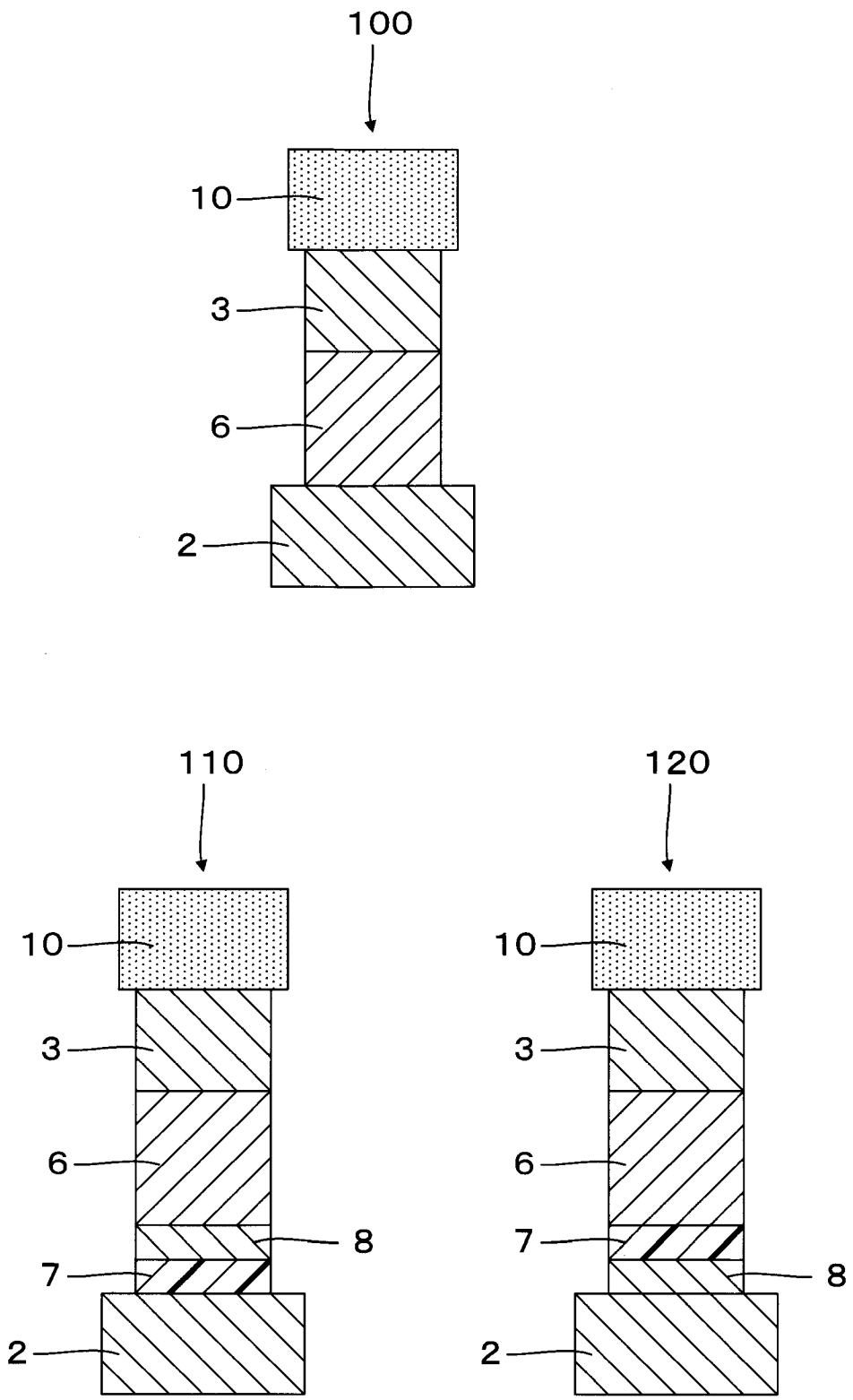


图 4

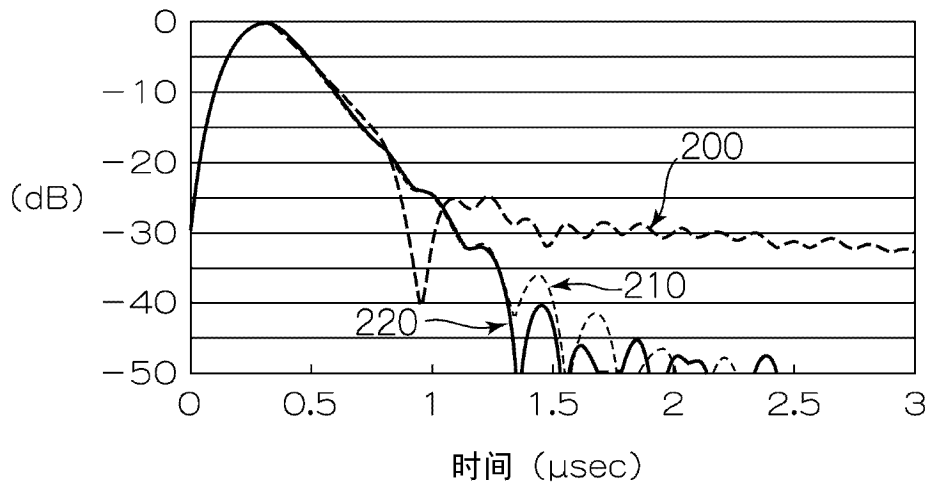


图 5A

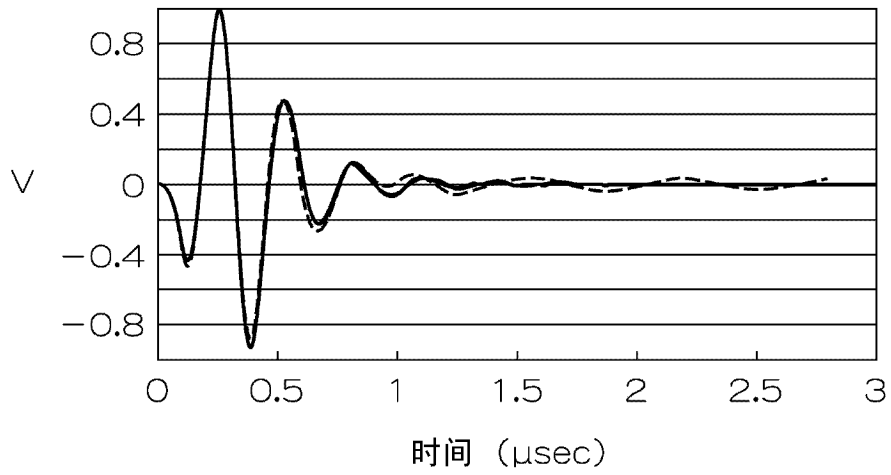


图 5B

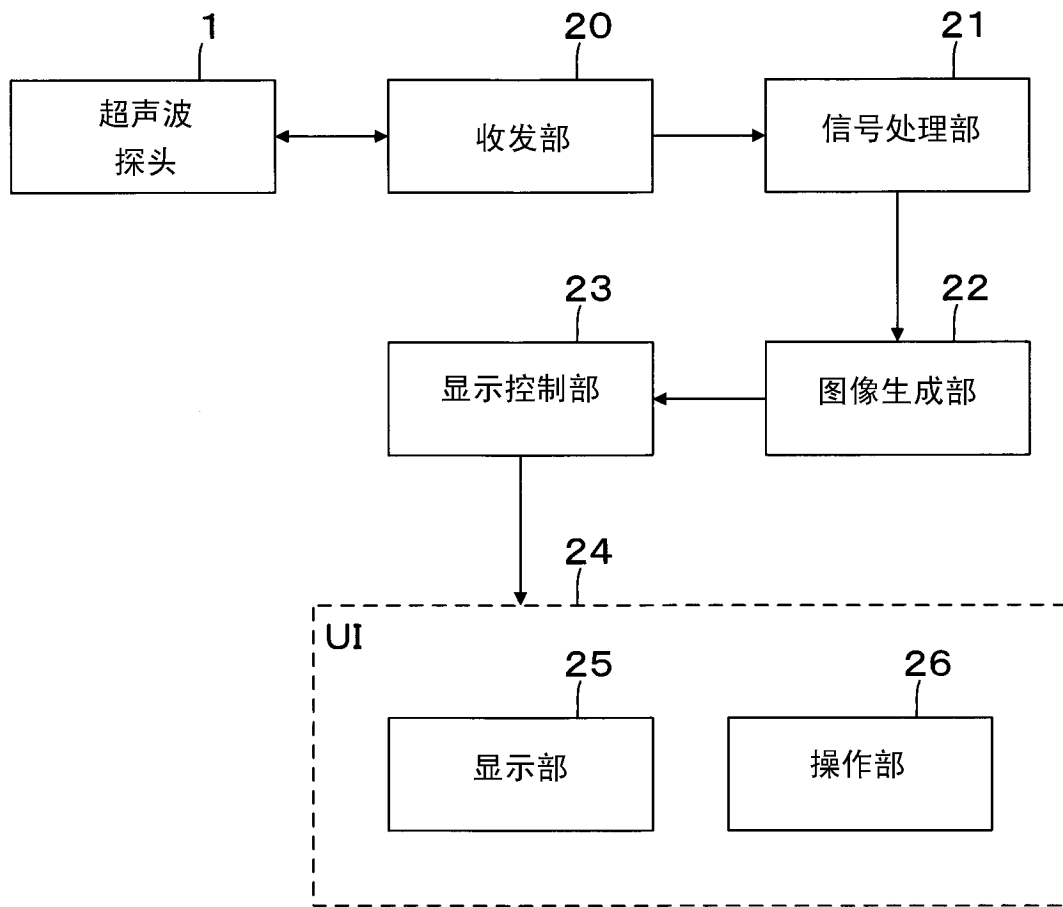


图 6

专利名称(译)	超声波探头及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102327128A	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	CN201110183538.7	申请日	2011-06-30
[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	青木稔 芝本弘一 都筑健太郎 武内俊 四方浩之		
发明人	青木稔 芝本弘一 都筑健太郎 武内俊 四方浩之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4455 B06B1/0622 A61B8/4281 G10K11/02		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
优先权	2010148583 2010-06-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施形态涉及超声波探头和超声波诊断装置。提供能够降低由背面材料反射的超声波的影响的超声波探头和超声波诊断装置。超声波探头具有接收发送超声波的超声波振子、声阻抗比超声波振子的大中间层、支承超声波振子的背面材料、和缓冲层。超声波振子、中间层和背面材料依超声波振子、中间层和背面材料的顺序配置。声阻抗比中间层和背面材料小的缓冲层配置在中间层与背面材料之间。

