



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103702615 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 02

(21) 申请号 201280036495. 2

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2012. 08. 03

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2011-170397 2011. 08. 03 JP

2012-172267 2012. 08. 02 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

H04R 1/02 (2006. 01)

H04R 17/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 01. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/069900 2012. 08. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/018905 JA 2013. 02. 07

(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 姚淙 神山直久 马场达朗

吉田哲也

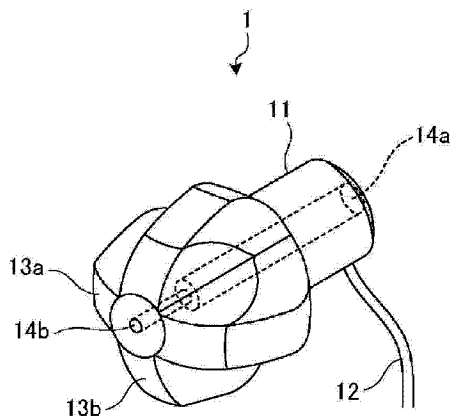
权利要求书2页 说明书12页 附图12页

(54) 发明名称

超声波探头以及超声波诊断装置

(57) 摘要

在实施方式的超声波探头(1、3)中,第1超声波换能器阵列(13a、311)对第1扫描面进行扫描。第2超声波换能器阵列(13b、321)与第1超声波换能器阵列(13a、311)卡合,且与第1超声波换能器阵列(13a、311)交叉地设置,对与第1扫描面不同的第2扫描面进行扫描。在探头主体(11)上设置第1超声波换能器阵列(13a、311)和第2超声波换能器阵列(13b、321),在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部,该探头主体(11)具有通向该开口部的通孔。卡合第1以及第2超声波换能器阵列的卡合部被设置成能够变更第1超声波换能器阵列(13a、311)和第2超声波换能器阵列(13b、321)交叉的角度。



1. 一种超声波探头,其中,具备:

第1超声波换能器阵列,用于对第1扫描面进行扫描;

第2超声波换能器阵列,与上述第1超声波换能器阵列卡合,且与上述第1超声波换能器阵列交叉设置,用于对与上述第1扫描面不同的第2扫描面进行扫描;以及

探头主体,在该探头主体上设置上述第1超声波换能器阵列和上述第2超声波换能器阵列,在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部,该探头主体具有通向该开口部的通孔,

卡合上述第1以及第2超声波换能器阵列的卡合部设置成能够变更上述第1超声波换能器阵列和上述第2超声波换能器阵列交叉的角度。

2. 根据权利要求1所述的超声波探头,其中,

上述第1超声波换能器阵列和上述第2超声波换能器阵列能够分离地设置,在分离的状态下,分别作为独立的超声波换能器来发挥作用。

3. 根据权利要求1所述的超声波探头,其中,

上述卡合部是齿轮状的卡合凸部以及卡合凹部,在上述第1超声波换能器阵列以及上述第2超声波换能器阵列的中心轴上分别配置上述卡合凸部以及卡合凹部,上述卡合部在上述齿轮状的卡合凸部以及卡合凹部卡合的状态下被驱动,从而变更上述第1超声波换能器阵列和上述第2超声波换能器阵列交叉的角度。

4. 根据权利要求1所述的超声波探头,其中,

上述卡合部被驱动,以使得通过上述第1超声波换能器阵列或者上述第2超声波换能器阵列对穿刺对象区域与血管的距离为最短的剖面进行扫描。

5. 根据权利要求1所述的超声波探头,其中,

上述卡合部被驱动,以使得通过上述第1超声波换能器阵列或者上述第2超声波换能器阵列对穿刺对象区域为最长的剖面进行扫描。

6. 根据权利要求1所述的超声波探头,其中,

上述探头主体确定经由上述通孔从开口部伸出的医疗设备的行进方向。

7. 根据权利要求6所述的超声波探头,其特征在于,

上述超声波探头还具备振动机构,上述振动机构使插入上述通孔的上述医疗设备在沿着上述通孔的方向振动。

8. 根据权利要求1所述的超声波探头,其中,

上述探头主体经由上述通孔使医疗用的液体流通并从上述开口部流出。

9. 根据权利要求1所述的超声波探头,其中,

上述探头主体通过上述第1超声波换能器阵列以及上述第2超声波换能器阵列,接收用于将第1剖面图像、第2剖面图像以及三维图像同时显示于规定的显示部的反射波信号。

10. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

超声波探头;

图像生成部,根据上述超声波探头接收到的反射波信号生成超声波图像;以及

显示控制部,将由上述图像生成部生成的超声波图像显示于规定的显示部,

上述超声波探头具备:

第1超声波换能器阵列,用于对第1扫描面进行扫描;

第 2 超声波换能器阵列,与上述第 1 超声波换能器阵列卡合,且与上述第 1 超声波换能器阵列交叉设置,用于对与上述第 1 扫描面不同的第 2 扫描面进行扫描;以及

探头主体,在该探头主体上设置上述第 1 超声波换能器阵列和上述第 2 超声波换能器阵列,在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部,该探头主体具有通向该开口部的通孔,

卡合上述第 1 以及第 2 超声波换能器阵列的卡合部被设置成能够变更上述第 1 超声波换能器阵列和上述第 2 超声波换能器阵列交叉的角度。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述第 1 超声波换能器阵列和上述第 2 超声波换能器阵列能够分离地设置,在分离的状态下,分别作为独立的超声波换能器来发挥作用。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述卡合部是齿轮状的卡合凸部以及卡合凹部,在上述第 1 超声波换能器阵列以及上述第 2 超声波换能器阵列的中心轴上分别配置上述卡合凸部以及卡合凹部,上述卡合部在上述齿轮状的卡合凸部以及卡合凹部卡合的状态下被驱动,从而变更上述第 1 超声波换能器阵列和上述第 2 超声波换能器阵列交叉的角度。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述卡合部被驱动,以使得通过上述第 1 超声波换能器阵列或者上述第 2 超声波换能器阵列对穿刺对象区域与血管的距离为最短的剖面进行扫描。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述卡合部被驱动,以使得通过上述第 1 超声波换能器阵列或者上述第 2 超声波换能器阵列对穿刺对象区域为最长的剖面进行扫描。

15. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述探头主体确定经由上述通孔从开口部伸出的医疗设备的行进方向。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备振动机构,上述振动机构使插入上述通孔的上述医疗设备在沿着上述通孔的方向振动。

17. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述探头主体经由上述通孔使医疗用的液体流通并从上述开口部流出。

18. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述探头主体通过上述第 1 超声波换能器阵列以及上述第 2 超声波换能器阵列,接收用于将第 1 剖面图像、第 2 剖面图像以及三维图像同时显示于上述规定的显示部的反射波信号,

上述图像生成部根据上述探头主体接收到的反射波信号,分别生成上述第 1 剖面图像、上述第 2 剖面图像以及上述三维图像,

上述显示控制部使上述第 1 剖面图像、上述第 2 剖面图像以及上述三维图像同时显示于上述规定的显示部。

超声波探头以及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波探头以及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是向被检体内放射从设置于超声波探头的振动元件产生的超声波脉冲,由上述振动元件接收由于被检体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波并收集生物体信息的装置。另外,超声波诊断装置能够通过仅仅使超声波探头接触的简单的操作来实时显示超声波图像数据,因此,在各种脏器的形态诊断或功能诊断等中广泛使用。

[0003] 例如,超声波诊断装置大多数情况下用于进行生物体组织检查或射频消融治疗(RFA:Radio Frequency Ablation)等的穿刺的情况。当为了进行生物体组织检查而进行组织采取时,医师一边实时地通过超声波图像确认成为目标的病变,一边将穿刺针刺入体内,进行组织采取。另外,当进行 RFA 时,医师一边实时地通过超声波图像确认成为目标的病变,一边将 RFA 针刺入到病变部位,之后,从 RFA 针照射射频。

[0004] 例如,在使用这样的超声波诊断装置的技术中,为了准确地把握穿刺针或 RFA 针,通过附件限定穿刺针的进入范围,或者使用由 2D 阵列探头(two dimensional array probe)或机械 4D 探头(mechanical four dimensional probe)收集到的三维数据来确定穿刺针以及目标部位的位置。然而,在上述的以往技术中,有时降低诊断或治疗所涉及的技术的效率。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本专利申请公开 2005-323669 号公报

发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够提高诊断或治疗所涉及的技术的效率的超声波探头。

[0009] 实施方式的超声波探头具备第 1 超声波换能器阵列、第 2 超声波换能器阵列、以及探头主体。第 1 超声波换能器阵列对第 1 扫描面进行扫描。第 2 超声波换能器阵列与上述第 1 超声波换能器阵列卡合,且与上述第 1 超声波换能器阵列交叉地设置,对与上述第 1 扫描面不同的第 2 扫描面进行扫描。在探头主体上设置上述第 1 超声波换能器阵列和上述第 2 超声波换能器阵列,在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部,该探头主体具有通向该开口部的通孔。卡合上述第 1 以及第 2 超声波换能器阵列的卡合部设置成能够变更上述第 1 超声波换能器阵列和上述第 2 超声波换能器阵列交叉的角度。

附图说明

[0010] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波探头的外观的图。

[0011] 图 2A 是表示图 1 所示的超声波探头的水平方向的剖面图的图。

- [0012] 图 2B 是图 2A 所示的 a-b 间的剖面图。
- [0013] 图 3 是表示对于本实施方式所涉及的超声波探头的穿刺针的安装的一个例子的图。
- [0014] 图 4 是表示使用本实施方式所涉及的超声波探头进行穿刺时被观察的图像的图。
- [0015] 图 5 是表示本实施例所涉及的振动机构的一个例子的图。
- [0016] 图 6A 是用于说明本实施方式所涉及的超声波换能器阵列间的角度变更的图。
- [0017] 图 6B 是用于说明本实施方式所涉及的角度检测的图。
- [0018] 图 6C 是表示本实施方式所涉及的角度信息的显示例的图。
- [0019] 图 7 是用于说明本实施方式所涉及的医疗设备的利用的一个例子的图。
- [0020] 图 8 是表示本实施方式所涉及的组装式超声波探头的例子的图。
- [0021] 图 9A 是表示本实施方式所涉及的组装式超声波探头的变形例的图。
- [0022] 图 9B 是表示本实施方式所涉及的组装式超声波探头的变形例的图。
- [0023] 图 10A 是用于说明本实施方式所涉及的超声波探头的角度控制的一个例子的图。
- [0024] 图 10B 是用于说明本实施方式所涉及的超声波探头的角度控制的一个例子的图。
- [0025] 图 10C 是表示以图 10A 以及图 10B 所示的角度扫描时的各个图像的一个例子的图。
- [0026] 图 11 是表示通过本实施方式所涉及的超声波探头扫描得到的图像的显示例的图。
- [0027] 图 12 是表示本实施例所涉及的超声波诊断装置的整体结构的一个例子的图。

具体实施方式

[0028] (实施方式)

[0029] 使用图 1, 说明本实施方式所涉及的超声波探头 1 的外观。图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波探头 1 的外观的图。如图 1 所示, 本实施方式所涉及的超声波探头 1 具有探头主体 11 和电缆 12。

[0030] 电缆 12 在超声波探头 1 与超声波诊断装置之间发送接收电气信号。探头主体 11 设置第 1 超声波换能器阵列和第 2 超声波换能器阵列, 在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部, 并具有通向该开口部的通孔。例如, 如图 1 所示, 探头主体 11 设置第 1 超声波换能器阵列 13a 和第 2 超声波换能器阵列 13b, 在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部 14b, 并具有通向该开口部 14b 的通孔。即, 探头主体 11 具有从开口部 14a 通向开口部 14b 的通孔。

[0031] 第 1 超声波换能器阵列 13a 对第 1 扫描面进行扫描。具体而言, 第 1 超声波换能器阵列 13a 将电气信号转换成超声波, 并对被检体发送转换出的超声波。另外, 第 1 超声波换能器阵列 13a 接收反射波, 并将接收到的超声波转换成电气信号。在此, 第 1 超声波换能器阵列 13a 是在图 1 所示的超声波探头 1 的水平方向排列的凸型换能器阵列 (convex transducer array)。

[0032] 第 2 超声波换能器阵列 13b 与第 1 超声波换能器阵列 13a 交叉设置, 对与第 1 扫描面不同的第 2 扫描面进行扫描。具体而言, 第 2 超声波换能器阵列 13b 将电气信号转换成超声波, 并对被检体发送转换出的超声波。另外, 第 2 超声波换能器阵列 13b 接收反射

波,并将接收到的超声波转换成电气信号。在此,第2超声波换能器阵列13b是在图1所示的超声波探头1的垂直方向排列的凸型换能器阵列。即,本实施方式所涉及的超声波探头1是配置有用于对不同的扫描面进行扫描的2个超声波换能器阵列的双平面探头(biplane probe)。

[0033] 在此,探头主体11确定经由通孔从开口部伸出的医疗设备的行进方向。图2A是表示图1所示的超声波探头1的水平方向的剖面图的图。如图2A所示,探头主体11从开口部14a朝向开口部14b具备通孔。探头主体11通过通孔来安装医疗设备。具体而言,探头主体11安装穿刺针或RFA针等。

[0034] 在此,如图2A所示,在设置于探头主体11的通孔中,开口部14a侧的通孔16直径大,开口部14b侧的通孔17直径小。通孔16为了从开口部14a插入穿刺针或RFA针等,或者设置后述的振动装置等而将直径较大地设计。另一方面,通孔17具有适合于从开口部14a插入的针的直径,通过抑制针的左右方向的偏移,来限定针的行进方向。另外,贯穿作为第1超声波换能器阵列13a的凸型换能器阵列15a的通孔是直径小的通孔17。这是为了减少通孔对由凸型换能器阵列15a扫描的超声波的影响。

[0035] 例如,在凸型换能器阵列15a中,具备有声透镜、声匹配层、FPC(Flexible Printed Circuits)、压电振子、背面材料(背衬材料)。声透镜会聚超声波。声匹配层缓和压电振子与被检体之间的声阻抗的不匹配。FPC发送接收压电振子与电气信号。

[0036] 压电振子根据从装置主体供给的发送信号产生超声波,接收来自被检体的反射波生成接收信号。压电振子由多个压电振子构成,压电振子分别产生超声波,生成接收信号。背面材料防止超声波从压电振子向后方传播。

[0037] 图2B是图2A所示的a-b间的剖面图。如图2B所示,在本实施方式所涉及的探头主体11中,凸型换能器阵列15a以及15b交叉,对于这些形成通孔17,因此,减少通孔的影响很重要。

[0038] 例如,能够通过使通孔17与穿刺针的直径相同程度,从而减少对于超声波换能器阵列的影响。另外,关于在形成有通孔的区域应该产生的超声波,也能够通过周围的压电元件来补充。

[0039] 图3是表示对于本实施方式所涉及的超声波探头1的穿刺针的安装的一个例子的图。例如,如图3所示,在本实施方式所涉及的超声波探头1中,穿刺针18从开口部14a插入,从开口部14b伸出。即,在本实施方式所涉及的超声波探头1中,穿刺针18以对于超声波换能器阵列13a以及超声波换能器阵列13b的双方正交的方式行进。

[0040] 在此,针对以往技术中的问题进行说明。如上所述,在以往技术中,为了准确地把握穿刺针或RFA针,通过附件限定穿刺针的进入范围,或者使用通过2D阵列探头或机械4D探头收集到的三维数据来确定穿刺针以及目标部位的位置。

[0041] 附件与探头的观察剖面的位置相匹配,通过针插入的口径、长度、方向等来限定针的路径。由此,通常能够将针的状态在一个剖面像上描绘出。然而,将附件安装于探头的操作将对探头的操作产生影响。

[0042] 另外,在安装附件,通过机械4D探头或者2D阵列探头取得包含穿刺区域的三维数据,计算针的位置的方法中,存在以下那样的问题。即,一个剖面像(例如,A面)能够通过安装附件来确定,但为了取得另一剖面像(例如,B面),将进行自动调整或者手动调整。当进

行自动调整或手动调整时,根据装置性能,在针路径的实时观察中,有时发生延迟以及帧频的降低。

[0043] 另外,能够通过操作者的手动调整直接取得B面,但将依存于操作者的技术。还能够根据探头与针的位置关系,通过插补生成面像,但还存在图像变得粗糙,与A面相比较画质降低的情况。并且,探头和支持其的诊断装置昂贵,一般的诊所难以引入。

[0044] 另外,在既存的穿刺中,穿刺针对于超声波探头的方向倾斜地行进,因此,根据针的性质的不同,将发生反向散射等现象,超声波图像的画质降低。这样,在探头的方向与穿刺的方向不一致时的操作中,要求操作者具有较高的技术能力。根据情况的不同,还有时多个操作者合作进行探头的操作和穿刺的操作,但超声波探头以及穿刺的操作需要配合时机来进行,因此,对从事这些医疗行为的操作者产生大的肉体上的压力以及精神上的压力。如上所述,在以往技术中,有时降低诊断或治疗所涉及的技术的效率。

[0045] 图4是表示使用本实施方式所涉及的超声波探头1进行穿刺时所观察的图像的图。如在图3所示的那样,在本实施方式所涉及的超声波探头1中,穿刺针对于超声波换能器阵列13a以及超声波换能器阵列13b的双方正交地行进。从而,当使用本实施方式所涉及的超声波探头1进行穿刺时,如图4所示,在2个图像(A面以及B面)上能够切实地描绘出穿刺针,能够提高诊断或治疗所涉及的技术的效率。另外,在本实施方式中,针对具备2个超声波换能器阵列的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,也可以具备任意的数量的超声波换能器阵列。例如,也可以具备3个以上的超声波换能器阵列。

[0046] 另外,本实施方式所涉及的超声波探头1还具备使插入通孔的医疗设备在沿着通孔的方向振动的振动机构。图5是表示本实施例所涉及的振动机构的一个例子的图。例如,如图5所示,探头主体11在通孔16内具有振动装置19a、固定部19b、开关19c、控制部19d。

[0047] 振动装置19a在后述的控制部19d的控制下,以任意的振动频率使固定部19b在沿着通孔的方向振动。固定部19b固定医疗设备,同时将由振动装置19a产生的振动向医疗设备传送。开关19c是用于切换由操作者操作的振动的ON、OFF的输入装置。控制部19d控制振动装置19a,以使得如果由操作者使开关为ON,则以任意的振动频率振动。另外,控制部19d控制振动装置19a,以使得如果由操作者使开关为OFF,则使振动停止。

[0048] 例如,如图5的下图所示,在固定部19b固定了穿刺针18的状态下,如果操作者使开关为ON,则控制部19d使振动装置以任意的振动频率振动,穿刺针18在沿着通孔的方向振动。例如,当对于穿刺针难以行进的组织进行穿刺时,能够通过利用上述的振动功能,而不对组织带来大的损害,而使穿刺针行进到目标部位。另外,振动频率能够由操作者任意地设置,例如,通过与开关19c一起,将用于将振动频率详细地设定的刻度盘配置于超声波探头1,从而,操作者能够以所希望的振动频率使医疗设备进行振动。上述的振动装置终究是一个例子,如果能够使医疗设备在通孔的方向振动,则能够使用任何设备。

[0049] 另外,在本实施方式所涉及的超声波探头1中,第1超声波换能器阵列13a和第2超声波换能器阵列13b设置成能够变更交叉的角度。图6A是用于说明本实施方式所涉及的超声波换能器阵列间的角度变更的图。例如,超声波探头1能够将图6A所示的第1超声波换能器阵列13a和第2超声波换能器阵列13b交叉的角度以通孔为轴任意地变更。

[0050] 在此,在本实施方式所涉及的超声波探头1中,还能够检测第1超声波换能器阵列

13a 和第 2 超声波换能器阵列 13b 交叉的角度。例如,如图 6A 所示,在探头主体 11 中,第 1 超声波换能器阵列 13a 以及第 2 超声波换能器阵列 13b 分别具备编入有发光部的位置传感器 20a 和具有光接收部的接收器 20b。图 6B 是用于说明本实施方式所涉及的角度检测的图。在此,在图 6B 中,示出与通孔正交的剖面图。

[0051] 例如,如图 6B 所示,使用由接收器 20b 接收通过编入位置传感器 20a 的发光部发出的红外线的位置检测传感器 20a,检测第 1 超声波换能器阵列 13a 与第 2 超声波换能器阵列 13b 的距离,根据检测到的距离,检测第 1 超声波换能器阵列 13a 与第 2 超声波换能器阵列 13b 交叉的角度。另外,距离与角度的对应关系预先设定。另外,位置传感器 20a 和接收器 20b 与探头主体 11 所具备的控制部 19d 连接。并且,控制部 19d 通过上述的处理来检测第 1 超声波换能器阵列 13a 和第 2 超声波换能器阵列 13b 交叉的角度。

[0052] 在上述的实施方式中,针对使用基于红外线的位置传感器的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,例如,也可以使用磁性、超声波式以及光学式等的位置传感器。

[0053] 在上述的实施方式中,针对使用位置传感器,检测第 1 超声波换能器阵列 13a 和第 2 超声波换能器阵列 13b 交叉的角度的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,如果是能够检测角度的方法,则也可以使用任何方法。

[0054] 图 6C 是表示本实施方式所涉及的角度信息的显示例的图。例如,如图 6C 所示,也可以将由控制部 19d 检测到的角度与超声波图像一起显示。

[0055] 另外,本实施方式所涉及的超声波探头 1 经由通孔使医疗用的液体流通,从开口部 14b 流出。例如,操作者通过从开口部 14a 使超声波检查所使用的凝胶或外用治疗药等流入,从而从开口部 14b 使凝胶或外用治疗药等流出。

[0056] 另外,在形成于本实施方式所涉及的超声波探头 1 的通孔中,还能够插入 Fibroscan 等身体检查诊断装置。图 7 是用于说明本实施方式所涉及的医疗设备的利用的一个例子的图。在图 7 中,示出使通过 Fibroscan 得到的信息显示于超声波图像上的状态。

[0057] 例如,如图 7 所示,能够将通过 Fibroscan 取得内脏脂肪率的位置在超声波图像上由箭头表示。此时,能够容易地对超声波图像的特征和脂肪率的关系进行分析。

[0058] 另外,本实施方式所涉及的超声波探头 1 将第 1 超声波换能器阵列和第 2 超声波换能器阵列能够分离地设置,在分离的状态下,作为分别独立的超声波换能器来发挥作用。具体而言,本实施方式所涉及的超声波探头 1 还能够通过组合能够单独地发挥作用的 2 个超声波探头来实现。

[0059] 图 8 是表示本实施方式所涉及的组装式超声波探头的例子的图。在图 8 中,示出组合了 2 个凸型的超声波探头的情况。例如,如图 8 所示,使一方的超声波探头形成通孔。并且,如图 8 所示,另一超声波探头形成为能够从探头主体的中心分割成 2 个。在此,在各个超声波探头上,以能够组合的方式设置结合部。在图 8 所示的例子中,在图 8 的左侧的超声波探头的上面结合右侧的超声波探头的上部,在左侧的超声波探头的下面结合右侧的超声波探头的下部。另外,在右侧的超声波探头中,当结合时,之间的超声波通过上部和下部来补充。另外,当单独使用时,右侧的超声波探头的上部和下部结合。

[0060] 在上述的实施方式中,针对组合 2 个凸型的超声波探头的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,例如,也可以组合凸型和线型。另外,也可以组合 2 个以上的超声波探头。

[0061] 另外,例如,也可以组合扇形超声波探头。此时,通过在通孔部分未具备压电振子的状态下构成探头,从而能够更准确地进行近距离地设置了焦点的扫描。即,在上述的构成的超声波探头中,能够不从通孔部分(超声波换能器阵列的中心附近)来发送超声波,而只通过来自超声波换能器阵列的两侧的超声波形成声场。如果将从各振子发送的超声波作为球面波来考虑,则知道从位于焦点的正上方的振子发送的球面波对于方位方向大致垂直地扩散。另一方面,知道由位于从焦点对于方位方向分离的位置的振子发送的球面波对于焦点向倾斜方向扩散。在此,为了形成对于方位方向进一步会聚后的声场,除去对于方位方向垂直地扩散的球面波的操作很有用。从而,根据从通孔部分不进行发送的构成,与从所有的振子发送时相比较,能够对于方位方向形成波束宽度更窄的波束。从而,在上述的构成的超声波探头中,能够通过控制分别驱动配置于超声波换能器阵列的两侧的压电振子组的定时,来更准确地进行近距离地设置了焦点的扫描。

[0062] 另外,在上述的构成的超声波探头中,即使在执行远距离地设置了焦点的扫描的情况下,也能够抑制来自易于发出噪音分量的近距离声场的接收信号,例如,能够将远距离的穿刺针以噪音低的信号影像化处理。这样,组合有扇形的超声波探头的构成的超声波探头能够更准确地进行近距离以及远距离的扫描。例如,当使用上述的扇形超声波探头进行穿刺术时,也可以检测穿刺针的插入深度,进行动态地变更焦点的深度的控制。

[0063] 另外,在上述的实施方式中,作为组装式的超声波探头的例子,针对图 8 所示的例子进行了说明。然而,组装式的超声波探头并不限于图 8 所示的例子,例如,也可以是图 9A 以及图 9B 所示的那样的超声波探头。图 9A 以及图 9B 是表示本实施方式所涉及的组装式超声波探头的变形例的图。在此,在图 9A 以及图 9B 中,示出能够自动地控制由 2 个超声波换能器阵列形成的角度的组装式的超声波探头。

[0064] 例如,如图 9A 的上图所示,变形例所涉及的超声波探头 3 具备第 1 超声波探头 31 和第 2 超声波探头 32。并且,第 1 超声波探头 31 以及第 2 超声波探头 32 分别具备第 1 超声波换能器阵列 311 以及第 2 超声波换能器阵列 321。在此,以能够变更第 1 超声波换能器阵列 311 和上述第 2 超声波换能器阵列 321 交叉的角度的方式设置卡合部。

[0065] 例如,如图 9A 的上图所示,卡合部是齿轮状的卡合凸部 312 以及卡合凹部 322,在第 1 超声波换能器阵列 311 以及第 2 超声波换能器阵列 321 的中心轴上分别配置卡合凸部 312 以及卡合凹部 322。并且,如图 9A 的下图所示,通过在齿轮状的卡合凸部 312 以及卡合凹部 322 卡合的状态下驱动,从而,变更第 1 超声波换能器阵列 311 和第 2 超声波换能器阵列 321 交叉的角度。

[0066] 例如,卡合凸部 312 在第 1 超声波探头 31 的上部以能够在圆周方向旋转的方式配置,内置电机。并且,卡合凸部 312 通过未图示的控制部控制电机来旋转。在此,如果在卡合凹部 322 和卡合凸部 312 卡合的状态下,卡合凸部 312 旋转,则第 2 超声波探头 32 将以能够变更与第 1 超声波探头 31 的交叉角度的方式进行活动。

[0067] 在此,例如,如图 9A 所示,在齿轮状的卡合凸部 312 以及卡合凹部 322 中,具备角度检测用凸部 313 以及角度检测用凹部 323。例如,如图 9A 所示,角度检测用凹部 323 被配置为顶端朝向第 2 超声波探头 32 的长度方向。由此,当角度检测用凸部 313 的顶端朝向第 1 超声波探头 31 的宽度方向时,第 1 超声波探头 31 和第 2 超声波探头以 90 度交叉。

[0068] 上述的未图示的控制部通过检测角度检测用凸部 313 的顶端的朝向,来检测第 1

超声波探头 31 和第 2 超声波探头交叉的角度,执行角度控制。另外,电机以及执行角度的控制的未图示的控制部也可以内置于超声波探头 3,或者,可以作为独立的控制装置来装备,另外也可以装备于超声波诊断装置。另外,在上述的例子中,针对第 1 超声波探头 31 与第 2 超声波探头的角度控制使用角度检测用凸部 313 以及角度检测用凹部 323 的情况进行了说明,但实施方式并不限于此,例如,也可以预先计算出电机的旋转数与卡合凸部 312 旋转的角度的关系,使用电机的旋转数来执行第 1 超声波探头 31 与第 2 超声波探头的角度控制。

[0069] 另外,第 1 超声波探头 31 与第 2 超声波探头的角度控制能够使用其他的各种方法。以下,针对其他的变形例,使用图 9B 进行说明。在此,在图 9B 中,示出在图 9A 所示的超声波探头 3 中,省略角度检测用凸部 313 以及角度检测用凹部 323,取而代之具备位置传感器 315 和位置传感器 325 的情况。例如,图 9B 所示的超声波探头 3 在由未图示的发射器产生的磁场内使用,根据磁场中的位置传感器 315 以及位置传感器 325 的位置关系,检测并控制第 1 超声波探头 31 与第 2 超声波探头的角度。即,图 9B 所示的超声波探头 3 根据位置传感器 315 与位置传感器 325 的距离的变化来执行角度控制。另外,在图 9A 以及图 9B 所示的例子中,例如,将通孔 314 设置于卡合凸部 312。在此,通孔 314 设置于将电机的动力向卡合凸部 312 传送的轴的中心。

[0070] 使用位置传感器的角度控制并不限于上述的例子,例如,也可以如图 6A 以及图 6B 所示,将具备发光部的位置传感器和具备光接收部的接收部分别设置于第 1 超声波探头 31 以及第 2 超声波探头 32 的侧面,由此进行角度控制。

[0071] 本实施方式所涉及的超声波探头如上述那样自动地进行角度控制,以使得第 1 超声波换能器阵列 311 和第 2 超声波换能器阵列 321 以任意的角度交叉。在此,当执行穿刺术时,本实施方式所涉及的超声波探头进行角度控制,以使得能够提供有效的图像。以下,使用图 10A ~ 图 10C,说明角度控制的例子。图 10A 以及图 10B 是用于说明本实施方式所涉及的超声波探头的角度控制的一个例子的图。

[0072] 例如,在本实施方式所涉及的超声波探头中,卡合部被驱动,以使得通过第 1 超声波换能器阵列或者第 2 超声波换能器阵列对穿刺对象区域最长的剖面进行扫描。例如,如图 10A 所示,执行超声波探头的角度控制,以使得基于第 2 超声波换能器阵列的扫描剖面 42 变为穿刺对象区域 50 的最长的剖面。此时,例如,超声波探头一边使第 1 超声波换能器阵列与第 2 超声波换能器阵列的角度以规定的速度变化,一边执行扫描。并且,未图示的控制部根据以各角度扫描得到的图像数据提取穿刺对象区域 50 成为最长的剖面。超声波探头进行控制,以使得以对提取出的剖面扫描的角度锁定。

[0073] 另外,例如,在本实施方式所涉及的超声波探头中,卡合部被驱动,以使得通过第 1 超声波换能器阵列或者第 2 超声波换能器阵列对穿刺对象区域与血管的距离最短的剖面进行扫描。例如,如图 10B 所示,执行超声波探头的角度控制,以使得基于第 2 超声波换能器阵列的扫描剖面 42 成为穿刺对象区域 50 与血管 51 的距离 60 最短的剖面。此时,例如,超声波探头一边使第 1 超声波换能器阵列与第 2 超声波换能器阵列的角度以规定的速度变化,一边执行扫描。并且,未图示的控制部根据以各角度扫描得到的图像数据提取出穿刺对象区域 50 与血管 51 的距离 60 最短的剖面。超声波探头进行控制,以使得以对提取出的剖面进行扫描的角度锁定。

[0074] 另外,上述的未图示的控制部也可以内置于超声波探头,或者也可以具备独立的控制装置,另外也可以装备于超声波诊断装置。另外,图 10A 以及图 10B 所示的平面 41 表示基于第 1 超声波换能器阵列的扫描剖面。

[0075] 图 10C 表示以图 10A 以及图 10B 所示的角度扫描时的各个图像的一个例子。在图 10C 中,在左侧表示以图 10A 所示的角度扫描时的图像,在右侧表示以图 10B 所示的角度扫描时的图像。例如,当以图 10A 所示的角度扫描时,如图 10C 的左侧的图所示,显示穿刺对象区域 50 最长的剖面。由此,例如,当使用 RFA 针 70 进行烧灼治疗时,从 RFA 针的顶端放射状地烧灼,但能够抑制对象区域未被烧灼而残存的情况。即,通过对图像所描绘出的穿刺对象区域 50 进行烧灼,从而将对全部区域进行烧灼,能够抑制对象区域未被烧灼而发生残留的情况。另外,穿刺对象区域 50 也可以是由操作者三维地描绘出的区域,也可以是根据亮度值、血流的流速,血流能量、造影剂的造影强度、造影剂的保留时间等的差异而检测到的区域。

[0076] 另外,例如,当以图 10B 所示的角度扫描时,如图 10C 的右侧的图所示,显示穿刺对象区域 50 与血管 51 的距离 60 最短的剖面。由此,例如,当进行烧灼治疗时,能够抑制对血管带来损伤的情况。另外,例如,当以图 10B 所示的角度进行扫描时,如图 10C 的右侧的图所示,也可以将距离 60 的数值作为“Dis. :a mm”(在 a 中加入根据测量结果而计算出的数值)与图像同时显示。由此,例如,当进行烧灼治疗时,能够进一步抑制对血管带来损伤的情况。

[0077] 如上所述,本实施方式所涉及的超声波探头通过第 1 超声波换能器阵列以及第 2 超声波换能器阵列的 2 轴来执行扫描。即,本实施方式的超声波探头能够通过由第 1 超声波换能器阵列以及第 2 超声波换能器阵列接收来自各超声波换能器阵列间的区域的反射波信号,从而对三维区域进行扫描。另外,本实施方式所涉及的超声波探头能够通过变更第 1 超声波换能器阵列与第 2 超声波换能器阵列的交叉角度,从而使焦点形状发生变化。即,本实施方式所涉及的超声波探头能够通过使交叉角度从 90 度开始变化,从而缩小交叉角度窄的轴的焦点尺寸,提高影像的分辨率。另外,提高 2 轴中哪一侧的分辨率能够通过观察者使交叉角度发生变化来任意地选择。如果列举一个例子,则能够提高血管的走行方向、或者与血管的走行方向正交的肿瘤的方向的任一方向的分辨率来进行扫描。

[0078] 图 11 是表示通过本实施方式所涉及的超声波探头进行扫描的图像的显示例的图。例如,如图 11 所示,通过使用本实施方式所涉及的超声波探头,从而除了 A 面、B 面之外,还能够使 VR (Volume Rendering) 图像显示于显示部 200。

[0079] 接着,针对具备有本实施例所涉及的超声波探头的超声波诊断装置进行说明。图 12 是表示本实施例所涉及的超声波诊断装置 1000 的整体结构的一个例子的图。如图 12 所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1000 具有:超声波探头 1、输入装置 300、显示器 200、装置主体 100。

[0080] 超声波探头 1 是上述的本实施方式所涉及的超声波探头。并且,超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 100 所具有的发送接收部 110 供给的驱动信号产生超声波,另外,接收来自被检体 P 的反射波并转换成电气信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。

[0081] 如果从超声波探头 1 对被检体 P 发送超声波,则所发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,依存于移动体对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。另外,本实施方式所涉及的超声波探头 1 是将多个压电振子以一系列配置的一维超声波探头。

[0082] 输入装置 300 接受来自超声波诊断装置 1000 的操作者的各种设定要求,并对装置主体 100 转送所接受的各种设定要求。输入装置 300 例如是轨迹球、开关、按钮、触摸指令屏、键盘、鼠标等。

[0083] 显示器 200 显示用于超声波诊断装置 1000 的操作者使用输入装置 300 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface),或者显示在装置主体 100 中生成的超声波图像等。

[0084] 装置主体 100 是根据超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像的装置,如图 12 所示,具有:发送接收部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130、图像数据生成部 140、图像数据控制部 150、图像存储器 160、控制部 170、内部存储部 180。

[0085] 发送接收部 110 具有触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率频率,反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对于脉冲发生器电路所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产生的超声波会聚成束状并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路以基于速率脉冲的定时,对超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0086] 另外,发送接收部 110 具有放大器电路、A/D 转换器、加法器等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路将反射波信号在每个通道中放大进行增益校正处理,A/D 转换器赋予对增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换并确定接收指向性所需的延迟时间,加法器对由 A/D 转换器处理后的反射波信号进行加法处理生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。

[0087] 这样,发送接收部 110 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。另外,发送接收部 110 具有通过后述的控制部 170 的控制,能够瞬间变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。特别地,在发送驱动电压的变更中,通过能够瞬间对值进行切换的线性放大器型的振荡电路、或者电气地切换多个电源单元的机构来实现。另外,发送接收部 110 还能够按每一帧或者速率,发送接收不同的波形。

[0088] B 模式处理部 120 从发送接收部 110 接收作为进行了增益校正处理、A/D 转换处理以及加法处理的处理完成反射波信号的反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B 模式数据)。

[0089] 在此,B 模式处理部 120 能够通过使检波频率发生变化,来改变影像化的频带。另外,B 模式处理部 120 能够对于 1 个接收数据,并行进行基于 2 个检波频率的检波处理。

[0090] 通过使用该 B 模式处理部 120 的功能,从而能够根据被注入了超声波造影剂的被

检体 P 的关心区域中的 1 个接收数据,将以在关心区域内流动的超声波造影剂(微小气泡、气泡)作为反射源的反射波数据、和将存在于关心区域的组织作为反射源的反射波数据分离,后述的图像数据生成部 140 为了观察将流动的气泡高灵敏度地影像化处理而得到的造影像以及形态而能够生成将组织影像化处理后的组织像。

[0091] 多普勒处理部 130 根据由发送接收部 110 接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取出基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波分量,生成针对多点提取出平均速度、方差、功率等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0092] 图像数据生成部 140 根据 B 模式处理部 120 所生成的 B 模式数据或多普勒处理部 130 所生成的多普勒数据,生成时间序列连续的超声波图像。并且,图像数据生成部 140 将所生成的超声波图像保存于图像存储器 160。

[0093] 图像数据控制部 150 将由图像数据生成部 140 生成的超声波图像按照时间序列依次取得。并且,图像数据控制部 150 将所取得的超声波图像依次转换成显示用图像,并保存于图像存储器 160。具体而言,图像数据控制部 150 从图像存储器 160 读出由图像数据生成部 140 生成的超声波图像,并转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,从而生成显示用图像(B 模式图像或多普勒图像),并将所生成的显示用图像再次保存于图像存储器 160。另外,图像数据控制部 150 还执行与图像数据的收集相关的控制。关于本实施方式所涉及的图像数据控制部 150 进行的图像数据的收集,之后详述。

[0094] 图像存储器 160 存储由 B 模式处理部 120 以及多普勒处理部 130 生成的 Raw 数据(B 模式数据以及多普勒数据)、由图像数据生成部 140 生成的超声波图像以及由图像数据控制部 150 生成的显示用图像。另外,图像存储器 160 存储基于图像数据控制部 150 的处理结果。另外,图像存储器 160 根据需要存储经由发送接收部 110 紧接之后的输出信号(RF: Radio Frequency)、图像的亮度信号、或各种原始数据等。

[0095] 控制部 170 对超声波诊断装置 1000 中的处理整体进行控制。具体而言,控制部 170 控制发送接收部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130、图像数据生成部 140 以及图像数据控制部 150 的各种处理。例如,控制部 170 根据经由输入装置 300 从操作者输入的各种设定要求、从内部存储部 180 读入的各种控制程序以及各种设定信息、或从后述的图像数据控制部 150 接收到的各种设定信息,控制各种处理,或者进行控制,以使得将图像存储器 160 所存储的显示用图像显示于显示器 200。

[0096] 内部存储部 180 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见等)、或诊断协议等各种数据。另外,内部存储部 180 根据需要,还用于图像存储器 160 所存储的图像的保管等。

[0097] 如上所述,根据本实施方式,第 1 超声波换能器阵列 13a 对第 1 扫描面进行扫描。并且,第 2 超声波换能器阵列 13b 与上述第 1 超声波换能器阵列 13a 交叉设置,对与上述第 1 扫描面不同的第 2 扫描面进行扫描。并且,探头主体 11 设置上述第 1 超声波换能器阵列 13a 和上述第 2 超声波换能器阵列 13b,在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部 14b,并具有通向该开口部 14b 的通孔。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 1 能够在 2 个以上的超声波图像中切实地描绘出医疗设备,能够提高诊断或治疗所涉及的技术的效率。

[0098] 另外,根据本实施方式,第 1 超声波换能器阵列 311 对第 1 扫描面进行扫描。并且,第 2 超声波换能器阵列 321 与第 1 超声波换能器阵列 311 卡合,且与第 1 超声波换能器阵

列 311 交叉来设置,对与第 1 扫描面不同的第 2 扫描面进行扫描。并且,探头主体 3 设置第 1 超声波换能器阵列 311 和第 2 超声波换能器阵列 321,在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部,并具有通向该开口部的通孔 314。并且,卡合第 1 以及第 2 超声波换能器阵列的卡合部被设计成能够变更第 1 超声波换能器阵列 311 与第 2 超声波换能器阵列 321 交叉的角度。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 3 能够使以任意的角度扫描得到的 2 个以上的超声波图像切实地描绘出医疗设备,能够进一步提高诊断或治疗所涉及的技术的效率。

[0099] 另外,根据本实施方式,卡合部是齿轮状的卡合凸部 312 以及卡合凹部 322,在第 1 超声波换能器阵列 311 以及第 2 超声波换能器阵列 321 的中心轴上分别配置卡合凸部 312 以及卡合凹部 322,通过在齿轮状的卡合凸部 312 以及卡合凹部 322 卡合的状态下驱动,从而变更第 1 超声波换能器阵列 311 和第 2 超声波换能器阵列 321 交叉的角度。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 3 能够以简单的设计构成能够以任意的角度对 2 轴进行扫描的超声波探头。

[0100] 另外,根据本实施方式,卡合部(卡合凸部 312 以及卡合凹部 322)被驱动,以使得通过第 1 超声波换能器阵列 311 或者第 2 超声波换能器阵列 321 对穿刺对象区域与血管的距离最短的剖面进行扫描。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 3 能够显示到血管的最短距离,能够抑制穿刺时对血管带来损伤的情况。

[0101] 另外,根据本实施方式,卡合部(卡合凸部 312 以及卡合凹部 322)被驱动,以使得通过第 1 超声波换能器阵列 311 或者第 2 超声波换能器阵列 321 对穿刺对象区域最长的剖面进行扫描。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 3 能够显示穿刺对象区域最长的剖面,能够合适地对穿刺对象区域进行烧灼。

[0102] 另外,根据本实施方式,超声波探头 3 通过第 1 超声波换能器阵列 311 以及第 2 超声波换能器阵列 321,接收用于将第 1 剖面图像、第 2 剖面图像以及三维图像同时显示于规定的显示部的反射波信号。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 3 能够将第 1 剖面图像、第 2 剖面图像以及三维图像同时显示于规定的显示部,能够提高诊断效率以及诊断精度。

[0103] 另外,根据本实施方式,第 1 超声波换能器阵列 13a 和第 2 超声波换能器阵列 13b 以能够变更交叉的角度的方式设置。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 1 能够根据摄像对象物,生成各种角度的图像,能够提高诊断或治疗所涉及的技术的效率。

[0104] 另外,根据本实施方式,第 1 超声波换能器阵列 13a 和第 2 超声波换能器阵列 13b 能够分离地设置,在分离的状态下,分别作为独立的超声波换能器来发挥作用。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 1 能够由 2 个超声波探头进行各种技术。

[0105] 另外,根据本实施方式,探头主体 11 确定经由通孔从开口部 14b 伸出的医疗设备的行进方向。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 1 能够对于各超声波换能器阵列,使医疗设备切实地处于垂直的状态。

[0106] 另外,根据本实施方式,还具备振动机构,上述振动机构使插入通孔的医疗设备在沿着通孔的方向振动。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 1 能够进行柔软的穿刺操作。

[0107] 另外,根据本实施方式,探头主体 11 经由通孔使医疗用的液体流通并从开口部 14b 流出。从而,本实施方式所涉及的超声波探头 1 能够提高诊断或治疗所涉及的技术的效率。

[0108] 如以上说明的那样,根据实施方式,本实施方式的超声波探头以及超声波诊断装

置能够提高诊断或治疗所涉及的技术的效率。

[0109] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

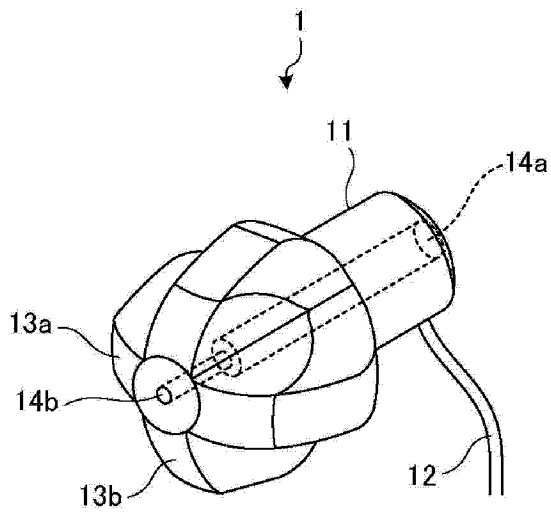


图 1

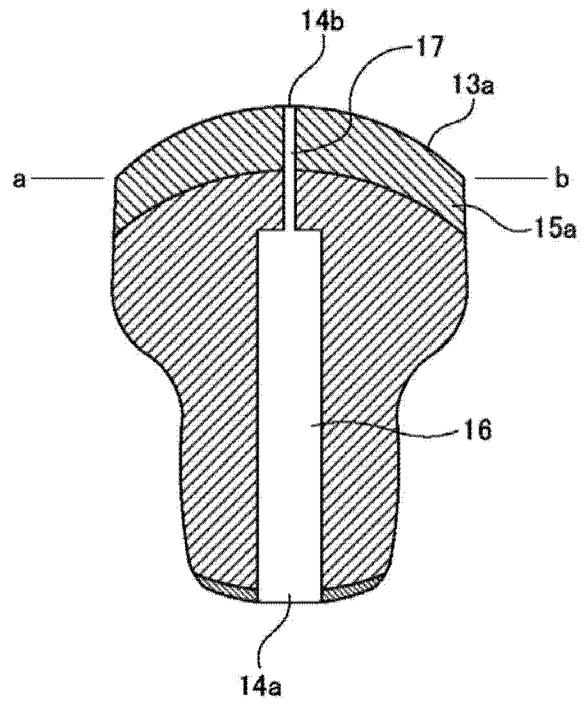


图 2A

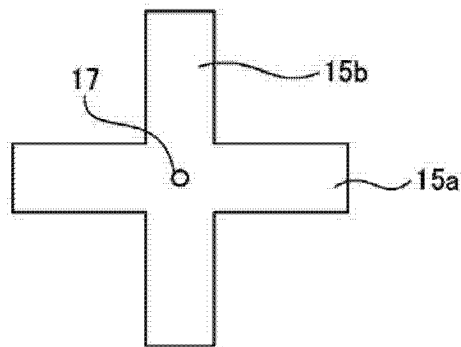


图 2B

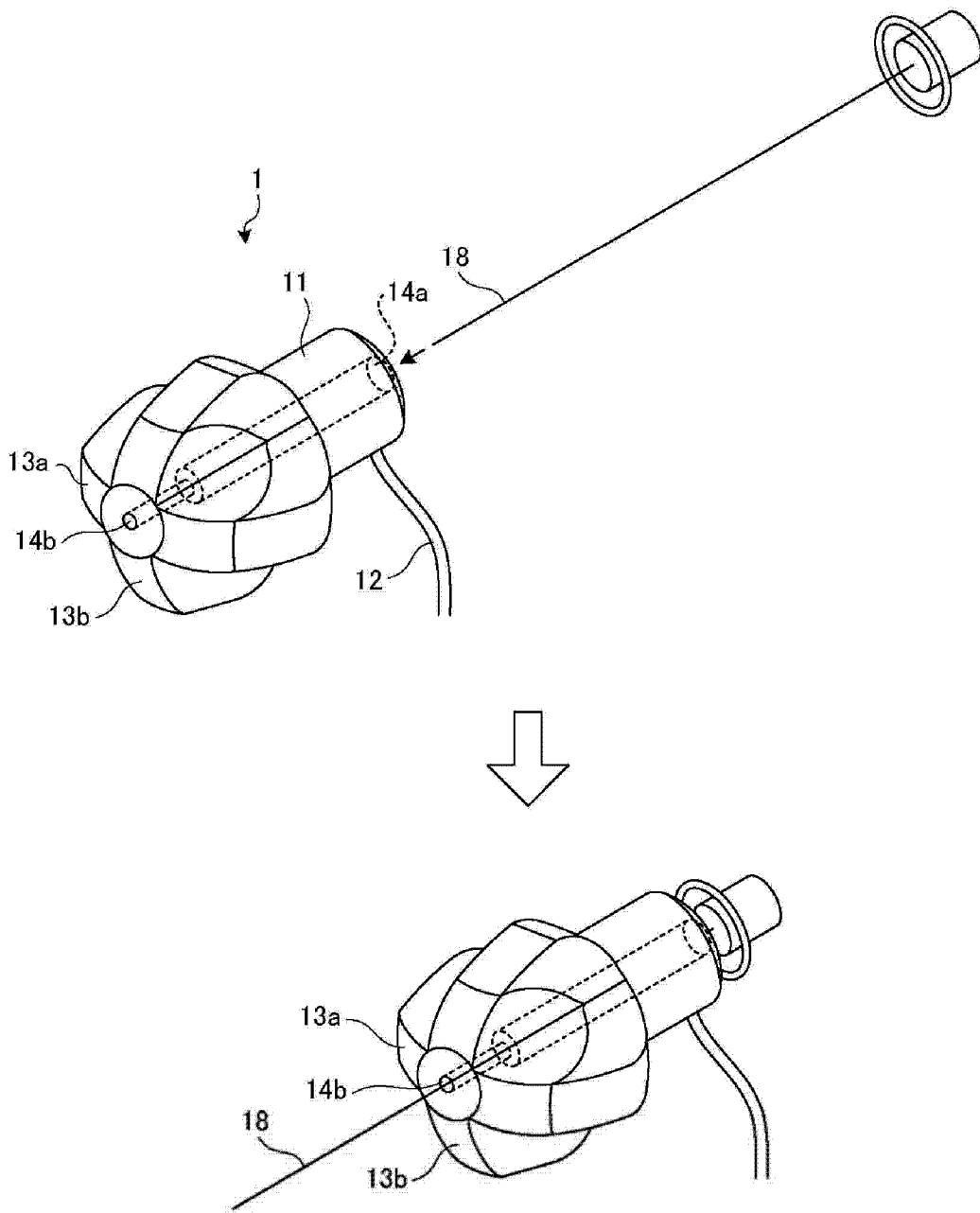


图 3

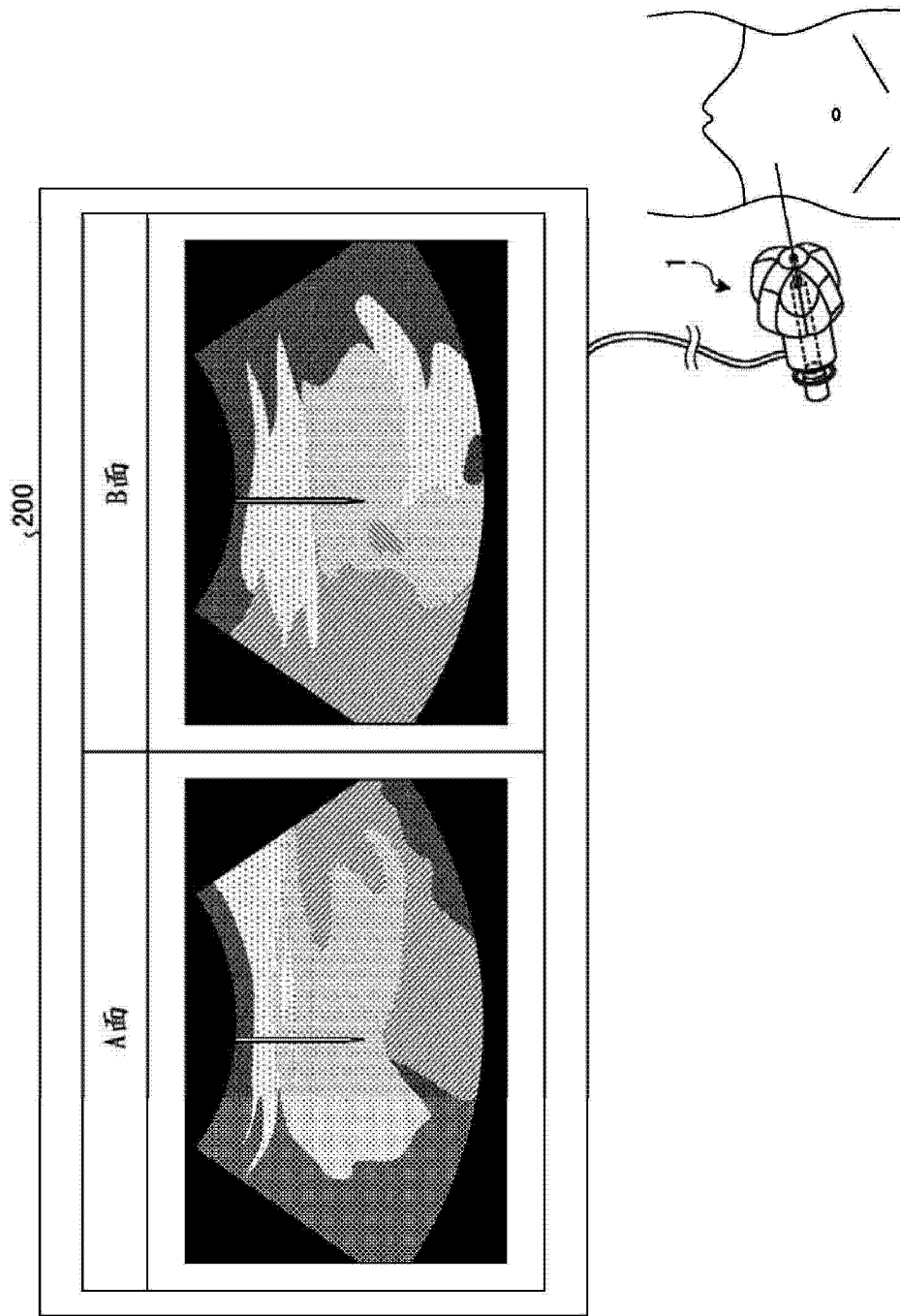


图 4

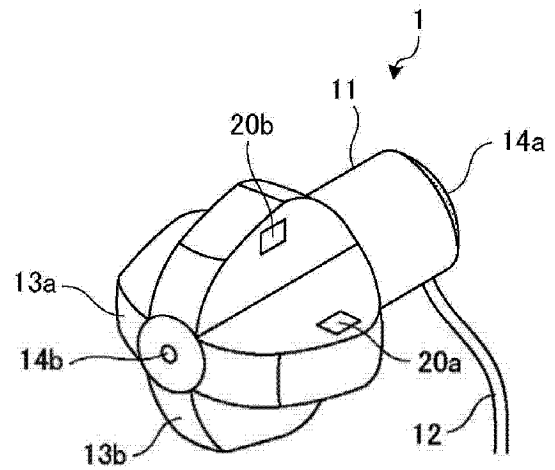
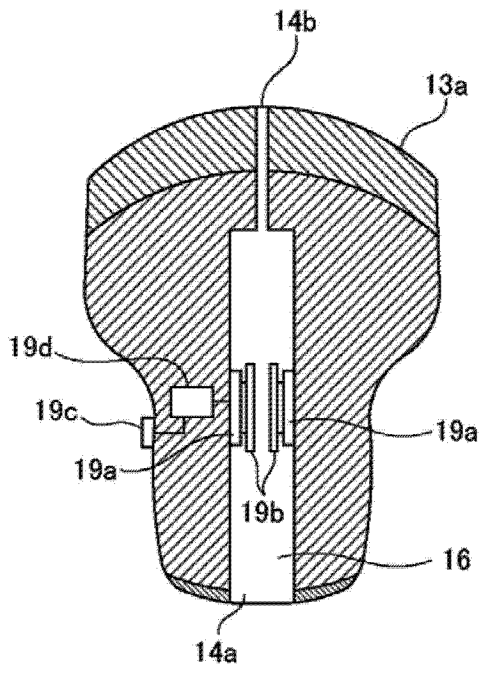


图 6A

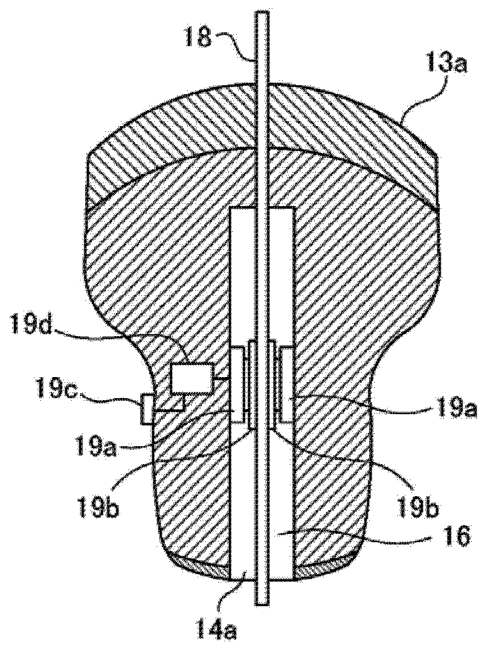


图 5

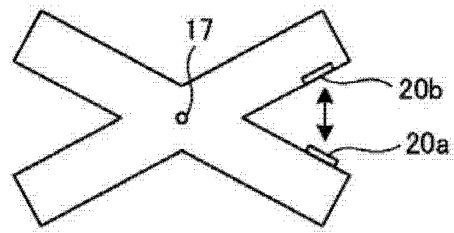


图 6B

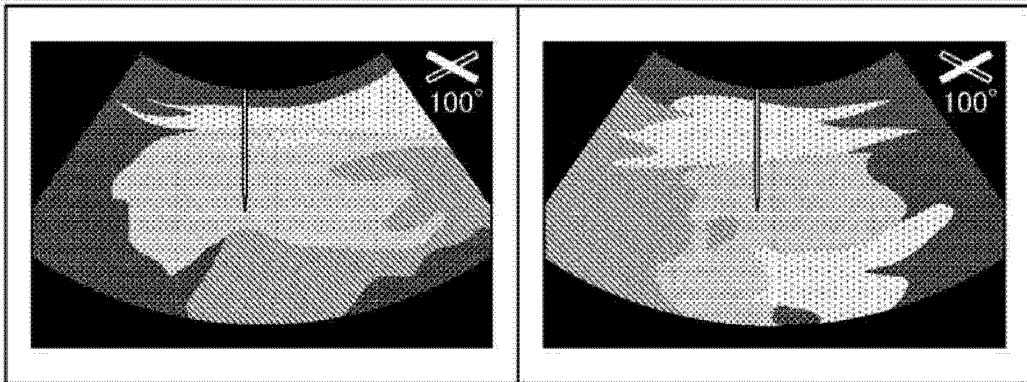


图 6C

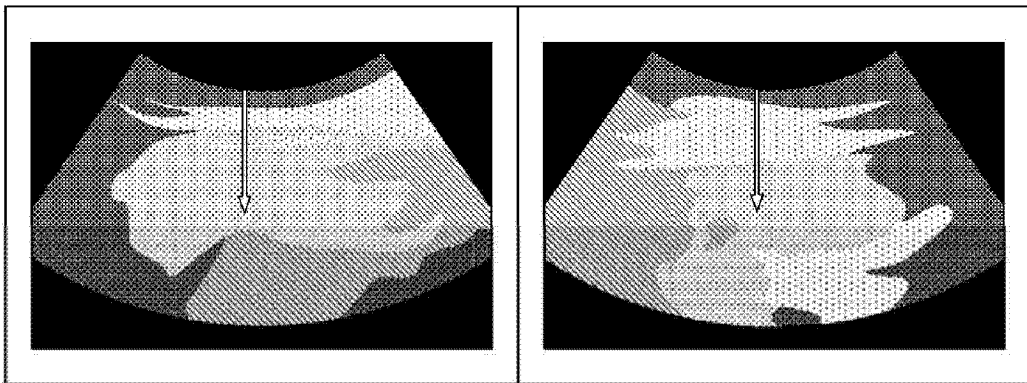


图 7

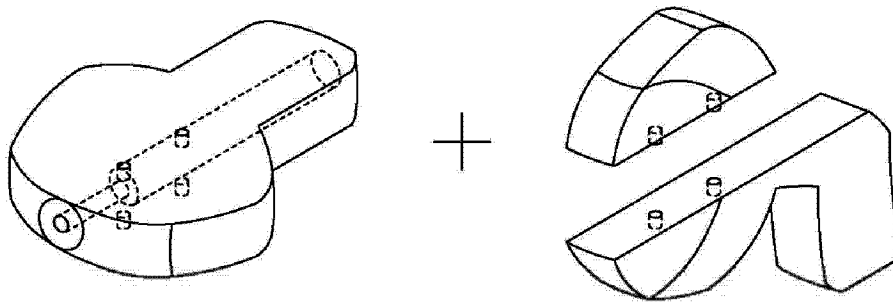


图 8

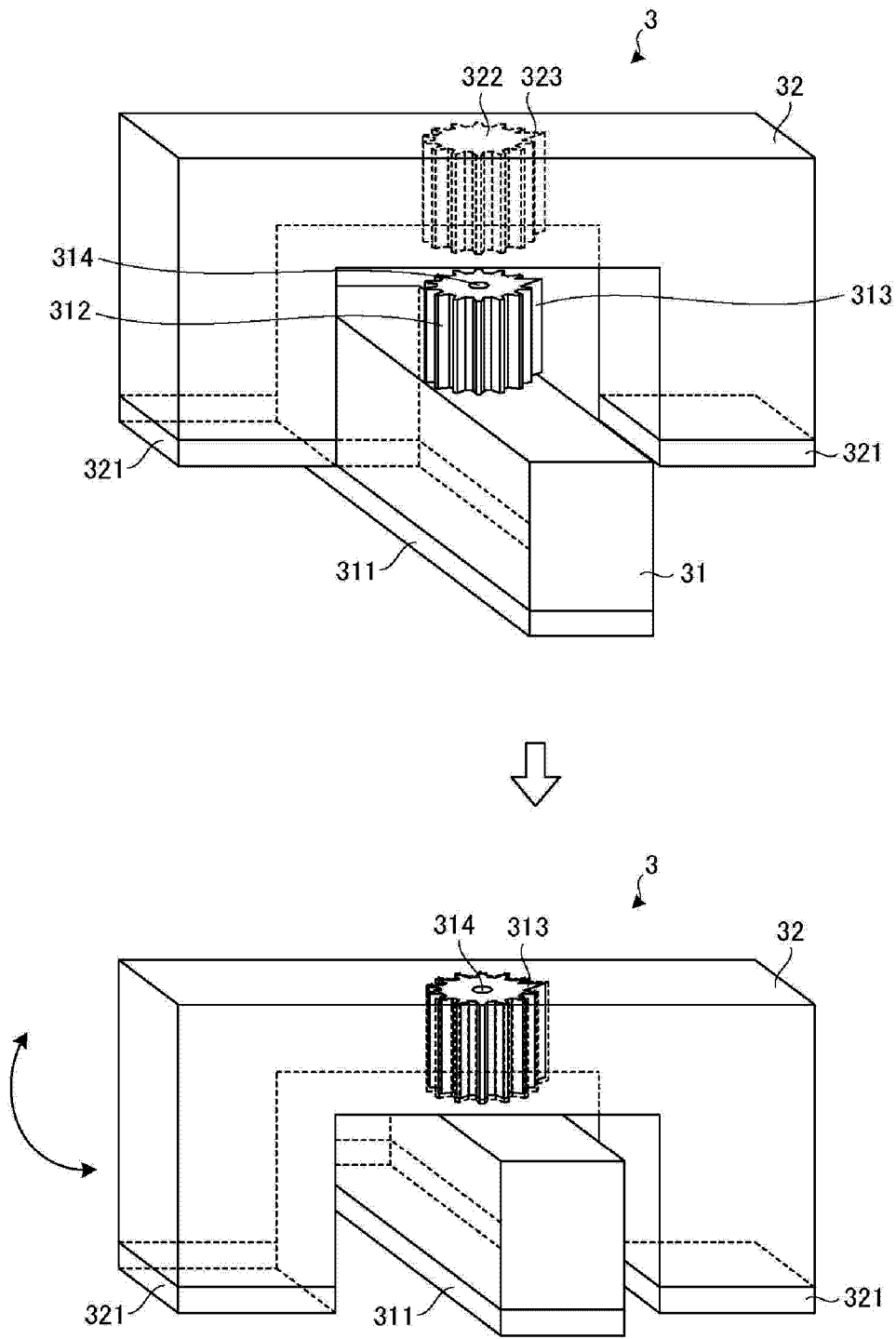


图 9A

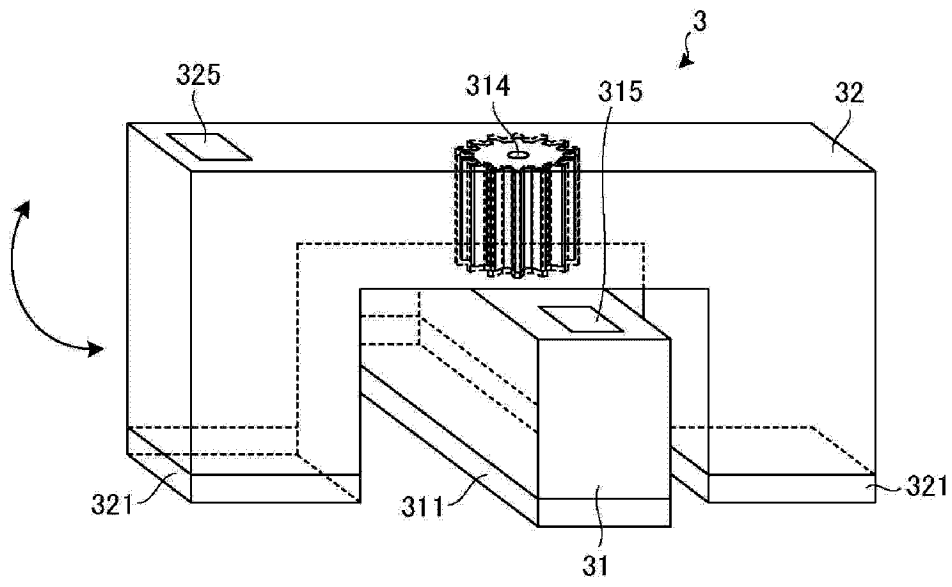


图 9B

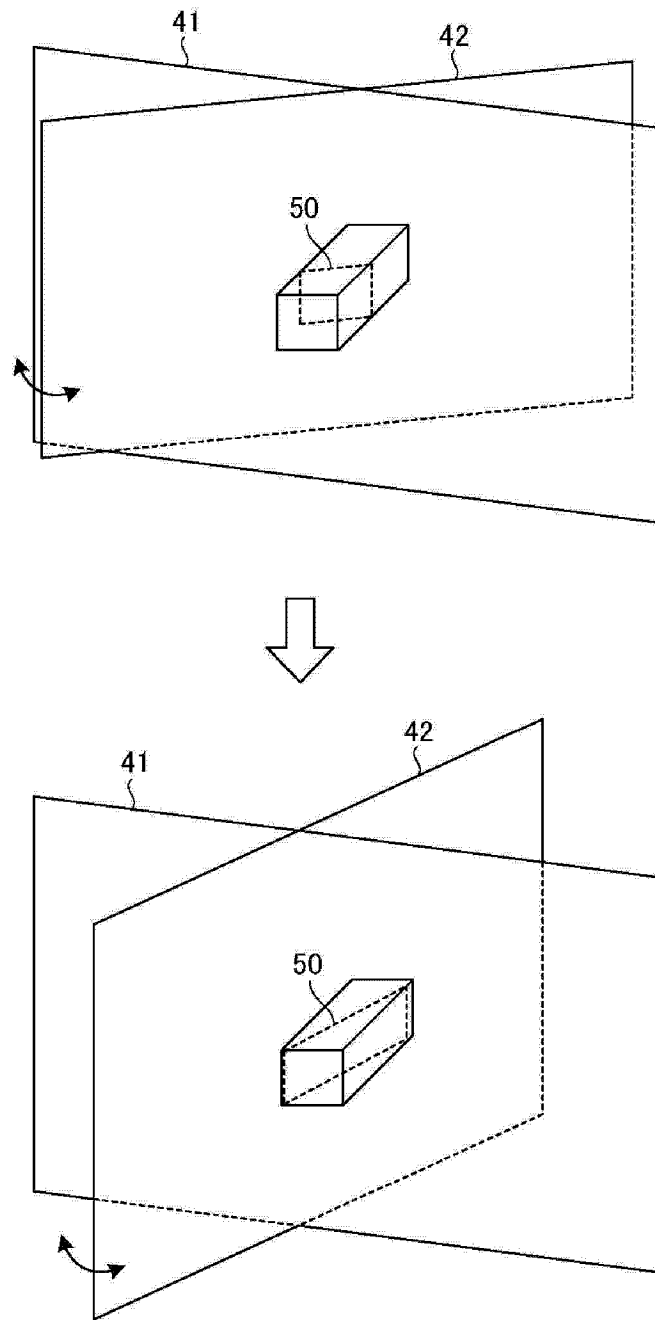


图 10A

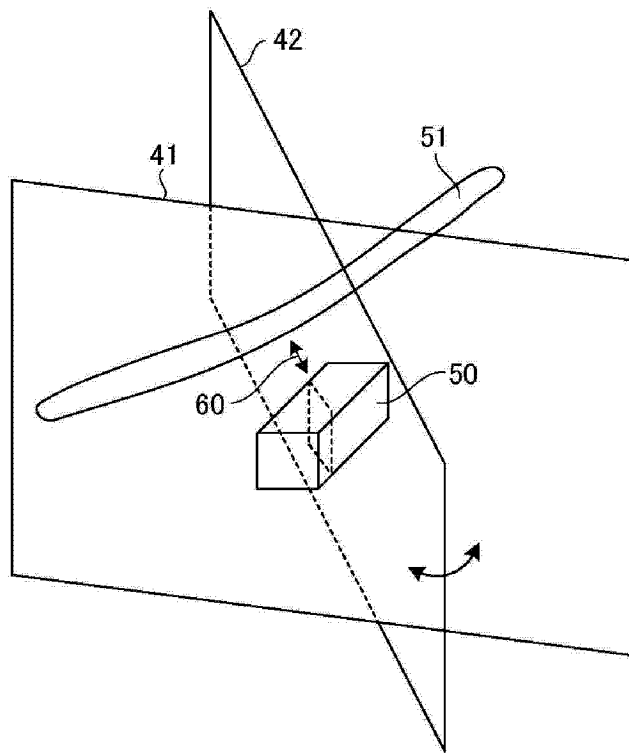


图 10B

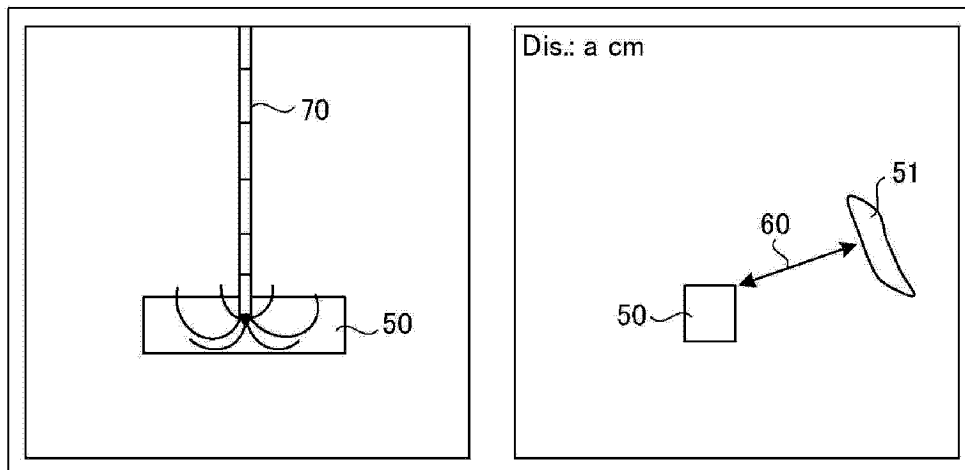


图 10C

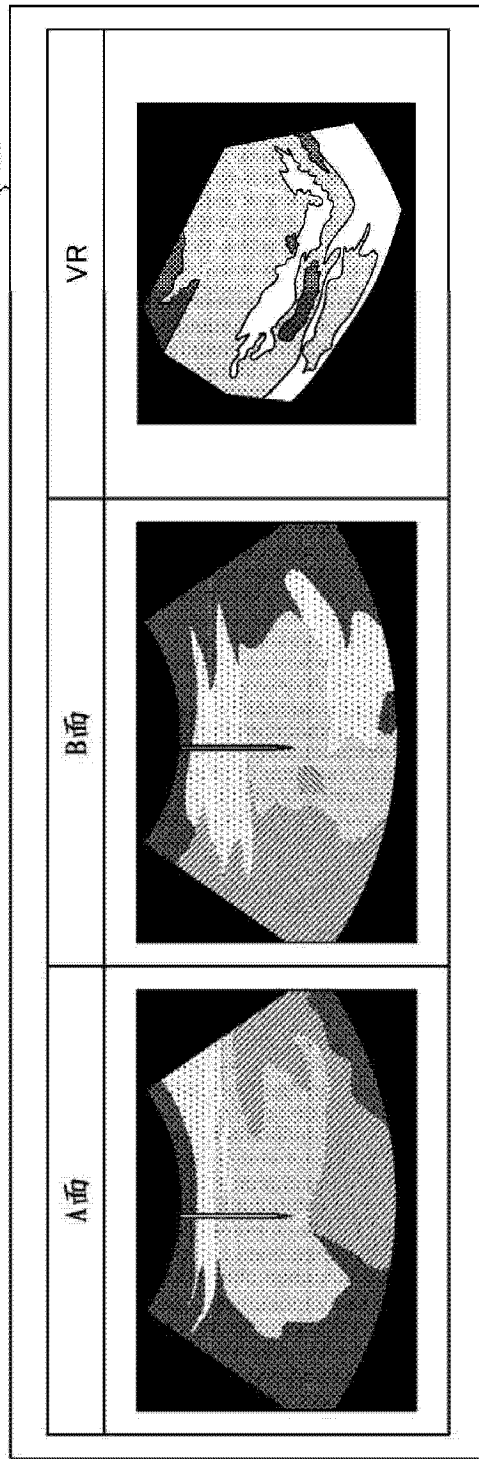


图 11

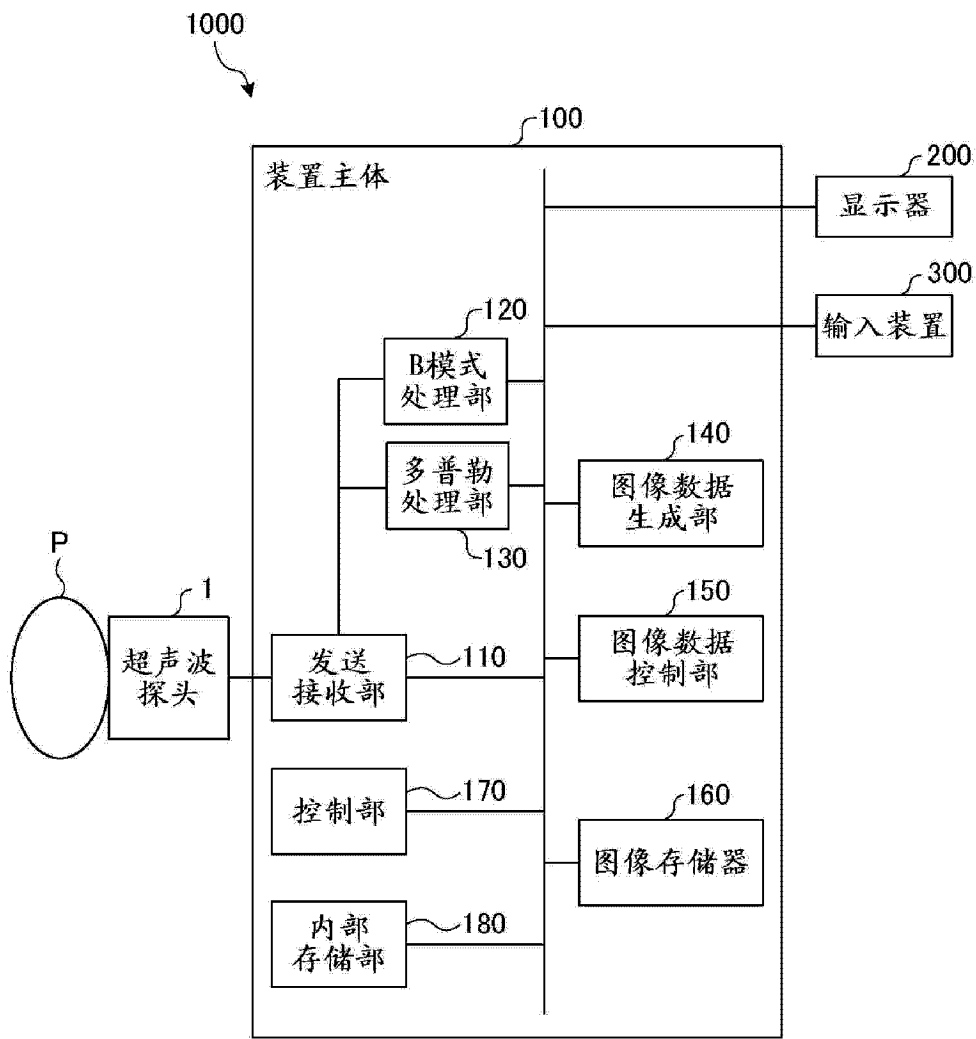


图 12

专利名称(译)	超声波探头以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103702615A	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	CN201280036495.2	申请日	2012-08-03
[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	姚淙 神山直久 马场达朗 吉田哲也		
发明人	姚淙 神山直久 马场达朗 吉田哲也		
IPC分类号	A61B8/00 H04R1/02 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4455 A61B8/14 A61B8/4461 A61B8/4254 A61B8/42		
代理人(译)	李洋		
优先权	2011170397 2011-08-03 JP 2012172267 2012-08-02 JP		
其他公开文献	CN103702615B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在实施方式的超声波探头 (1、3) 中，第1超声波换能器阵列 (13a、311) 对第1扫描面进行扫描。第2超声波换能器阵列 (13b、321) 与第1超声波换能器阵列 (13a、311) 卡合，且与第1超声波换能器阵列 (13a、311) 交叉地设置，对与第1扫描面不同的第2扫描面进行扫描。在探头主体 (11) 上设置第1超声波换能器阵列 (13a、311) 和第2超声波换能器阵列 (13b、321)，在各超声波换能器阵列交叉的位置具有开口部，该探头主体 (11) 具有通向该开口部的通孔。卡合第1以及第2超声波换能器阵列的卡合部被设置成能够变更第1超声波换能器阵列 (13a、311) 和第2超声波换能器阵列 (13b、321) 交叉的角度。

