



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106983522 A

(43)申请公布日 2017.07.28

(21)申请号 201710051616.5

(22)申请日 2017.01.20

(30)优先权数据

2016-009884 2016.01.21 JP

(71)申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 蒲泽美有纪 西垣森绪 佐藤利春

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金珑

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

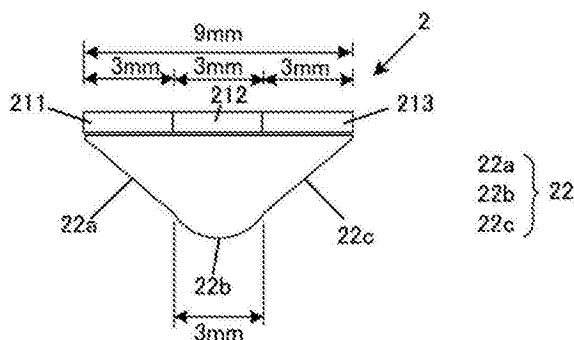
权利要求书2页 说明书14页 附图13页

(54)发明名称

超声波探头以及超声波诊断装置

(57)摘要

提供能够以更容易的结构对拍摄范围进行变化调整而不会降低使用便利性的超声波探头以及超声波诊断装置。具备多个发送接收部、声学透镜、对发送接收部的动作、非动作进行切换的开关部,发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在第二发送接收部的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部,声学透镜具有与第一发送接收部、第二发送接收部以及第三发送接收部的各个对应的第一透镜部、第二透镜部以及第三透镜部,开关部在超声波的行进方向为直进的情况下,使第二发送接收部单独动作,或使第一发送接收部、第二发送接收部以及第三发送接收部的全部动作,另一方面,在将超声波的行进方向偏转的情况下,使第一发送接收部或第三发送接收部动作,第一透镜部以及第三透镜部具有非球面形状。



CN 106983522 A

1. 一种超声波探头,其中,具备:

多个发送接收部,沿着规定的第二方向排列,对被检体发送超声波并接收其反射波;
声学透镜,使由所述发送接收部发送接收的超声波波束在所述第二方向上聚焦;以及
开关部,对所述发送接收部的动作、非动作进行切换,

所述发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在所述第二发送接收部的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部,

所述声学透镜具有与所述第一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的各个对应的第一透镜部、第二透镜部以及第三透镜部,

所述开关部在超声波的行进方向为直进的情况下,使所述第二发送接收部单独动作,或使所述第一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的全部动作,另一方面,在将超声波的行进方向偏转的情况下,使所述第一发送接收部或所述第三发送接收部动作,

所述第一透镜部以及所述第三透镜部具有非球面形状。

2. 如权利要求1所述的超声波探头,其中,

所述第一、第二以及第三发送接收部的所述第二方向上的分割比率为1:1:1。

3. 如权利要求1或2所述的超声波探头,其中,

在所述第一透镜部以及所述第三透镜部中,发送接收所述超声波的表面的整个面为非球面形状。

4. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波探头,其中,

所述非球面形状的曲率,随着从所述第一透镜部以及所述第三透镜部的所述第二方向上的端接近所述第二透镜部,变得接近所述第二透镜部具有的曲率。

5. 一种超声波探头,其中,具备:

多个发送接收部,沿着规定的第二方向排列,对被检体发送超声波并接收其反射波;
声学透镜,使由所述发送接收部发送接收的超声波波束在所述第二方向上聚焦;以及
开关部,对所述发送接收部的动作、非动作进行切换,

所述发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在所述第二发送接收部的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部,

所述开关部具有与所述第一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的各个对应的第一开关部、第二开关部以及第三开关部,

所述第二开关部具有开关元件、和与所述开关元件并联连接的电气线路,通过所述开关元件使所述第二发送接收部经由所述电气线路或不经由该电气线路地进行动作。

6. 如权利要求5所述的超声波探头,其中,

所述第一、第二以及第三发送接收部的所述第二方向上的分割比率为1:2:1。

7. 如权利要求5或6所述的超声波探头,其中,

所述电气线路将所述第二发送接收部经由所述电气线路进行动作的情况下的所述第二发送接收部的灵敏度,与所述第二发送接收部不经由所述电气线路地进行动作的情况相比降低。

8. 如权利要求5或6所述的超声波探头,其中,

所述电气线路具备移相电路。

9. 一种超声波探头,其中,具备:

多个发送接收部,沿着规定的第二方向排列,对被检体发送超声波并接收其反射波;
声学透镜,使由所述发送接收部发送接收的超声波波束在所述第二方向上聚焦;以及
开关部,对所述发送接收部的动作、非动作进行切换,

所述发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在所述第二发送接收部的
的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部,

所述第二发送接收部具有在该第二发送接收部的中央进行分割而成的第一分区以及
第二分区,

所述开关部具有与所述第一分区以及所述第二分区对应的开关元件,

所述开关部

在超声波的行进方向为直进的情况下,使所述第二发送接收部单独驱动,或使所述第
一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的全部驱动,

另一方面,在将超声波的行进方向偏转的情况下,通过所述开关元件使所述第二发送
接收部之中所述第一分区或所述第二分区的其中一个驱动。

10. 如权利要求9所述的超声波探头,其中,

所述第一、第二以及第三发送接收部的所述第二方向上的分割比率为1:2:1。

11. 如权利要求9或10所述的超声波探头,其中,

所述开关部具备与所述第一发送接收部和所述第三发送接收部共通连接的第一开关
部。

12. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

权利要求1、5、9的任一项所述的超声波探头;以及

向所述超声波探头进行超声波的发送接收动作的发送接收处理部。

超声波探头以及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探头以及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 以往,存在将超声波照射到被检体内部,接收其反射波(回波)并进行规定的信号数据处理从而进行被检体的内部构造的检查的超声波诊断装置。这样的超声波诊断装置被广泛使用于医疗目的的检查、治疗这样的各种用途。

[0003] 超声波诊断装置不仅对所取得的反射波的数据进行处理而显示图像,例如还在采取被检体内的特定的部位(目标)的样本,或排出水分等,或者向特定的部位注入、留置药剂、标记等时,一边视觉辨认用于这些的穿刺针和目标的位置一边将该穿刺针向目标位置刺入的情况下使用超声波图像。此外,例如,在将导管插入至胆管等特定的部位时,一边视觉辨认导管和特定的部位的位置一边进行的情况下也使用超声波图像。通过这样的超声波图像的利用,能够迅速、可靠且容易地进行对于被检体内的目标的处置。

[0004] 在超声波诊断装置中,排列进行超声波的发送接收的振子,一边对进行超声波的发送接收的位置在规定的排列方向上扫描(特别是,电子扫描)一边进行拍摄的超声波诊断装置较多地被使用。例如,穿刺针沿着该扫描方向刺入,从而在从对被检体的刺入位置至到达目标为止的期间,持续位于可拍摄的范围。

[0005] 但是,存在穿刺针由于被检体的内部状态、构造、穿刺针的前端形状等,不一定准确地朝向最初的刺入方向、或穿刺针弯曲的情况。其结果,存在产生穿刺针的前端在与扫描方向正交的宽度方向上从可拍摄的范围偏离而变得不能进行拍摄的情况的问题。

[0006] 相对于此,在专利文献1中,公开了设置使在宽度方向上排列的多个振子的动作定时分别延迟的延迟电路,通过切换该多个振子的延迟量的大小关系从而使超声波的行进方向偏转,进行与本来的超声波发送接收宽度相比更外侧的拍摄的技术。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:(日本)特开2000-139926号公报

发明内容

[0010] 但是,包含用于调整拍摄范围的这样的延迟电路的偏转控制电路的尺寸大,此外,由于动作中伴随发热,所以存在使超声波探头(probe)的使用便利性降低的课题。

[0011] 本发明的目的在于,提供能够以更容易的结构来调整拍摄范围而不降低使用便利性的超声波探头以及超声波诊断装置。

[0012] 为了实现上述的目的之中至少一个,反映了本发明的一侧面的超声波探头具备:

[0013] 多个发送接收部,沿着规定的第一方向排列,对被检体发送超声波并接收其反射波;

[0014] 声学透镜,使由所述发送接收部发送接收的超声波波束在所述第一方向上聚焦;

以及

[0015] 开关部,对所述发送接收部的动作、非动作进行切换,

[0016] 所述发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在所述第二发送接收部的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部,

[0017] 所述声学透镜具有与所述第一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的各个对应的第一透镜部、第二透镜部以及第三透镜部,

[0018] 所述开关部在超声波的行进方向为直进的情况下,使所述第二发送接收部单独动作,或使所述第一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的全部动作,另一方面,在将超声波的行进方向偏转的情况下,使所述第一发送接收部或所述第三发送接收部动作,

[0019] 所述第一透镜部以及所述第三透镜部具有非球面形状。

[0020] 此外,为了实现上述的目的之中至少一个,反映了本发明的一侧面的超声波探头具备:

[0021] 多个发送接收部,沿着规定的第一方向排列,对被检体发送超声波并接收其反射波;

[0022] 声学透镜,使由所述发送接收部发送接收的超声波波束在所述第一方向上聚焦;

以及

[0023] 开关部,对所述发送接收部的动作、非动作进行切换,

[0024] 所述发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在所述第二发送接收部的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部,

[0025] 所述开关部具有与所述第一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的各个对应的第一开关部、第二开关部以及第三开关部,

[0026] 所述第二开关部具有开关元件、和与所述开关元件并联连接的电气线路,通过所述开关元件使所述第二发送接收部经由所述电气线路或不经由该电气线路地进行动作。

[0027] 进而,为了实现上述的目的之中至少一个,反映了本发明的一侧面的超声波探头具备:

[0028] 多个发送接收部,沿着规定的第一方向排列,对被检体发送超声波并接收其反射波;

[0029] 声学透镜,使由所述发送接收部发送接收的超声波波束在所述第一方向上聚焦;

以及

[0030] 开关部,对所述发送接收部的动作、非动作进行切换,

[0031] 所述发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在所述第二发送接收部的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部,

[0032] 所述第二发送接收部具有在中央分割的第一分区以及第二分区,

[0033] 所述开关部具有与所述第一分区以及所述第二分区对应的开关元件,

[0034] 所述开关部

[0035] 在超声波的行进方向为直进的情况下,使所述第二发送接收部单独驱动,或使所述第一发送接收部、所述第二发送接收部以及所述第三发送接收部的全部驱动,

[0036] 另一方面,在将超声波的行进方向偏转的情况下,通过所述开关元件使所述第二

发送接收部之中所述第一分区或所述第二分区的其中一个驱动。

[0037] 进而,为了实现上述的目的之中至少一个,反映了本发明的一侧面的超声波诊断装置具备:

[0038] 超声波探头;以及

[0039] 向所述超声波探头进行超声波的发送接收动作的发送接收处理部。

[0040] 根据本发明,能够以更容易的结构调整拍摄范围而不会降低使用便利性。

附图说明

[0041] 图1是表示本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的整体结构的图。

[0042] 图2是表示超声波诊断装置的内部结构的一例的框图。

[0043] 图3是表示超声波探头中的短轴方向的发送接收排列(array)的例子图。

[0044] 图4A是表示所使用的中央部的发送接收部与超声波波束的形状的关系的图。

[0045] 图4B是表示所使用的全部的发送接收部与超声波波束的形状的关系的图。

[0046] 图4C是表示组合后的超声波波束的形状的图。

[0047] 图5A是表示所使用的中央部的发送接收部与超声波波束的形状的关系的图。

[0048] 图5B是表示所使用的全部的发送接收部与超声波波束的形状的关系的图。

[0049] 图5C是表示组合后的超声波波束的形状的图。

[0050] 图6是表示比较例所涉及的超声波探头中的发送接收排列的沿着短轴方向的剖面构造的图。

[0051] 图7是表示超声波探头中的发送接收排列的沿着短轴方向的剖面构造的图。

[0052] 图8A是表示所使用的中央部的发送接收部与超声波波束的形状的关系的图。

[0053] 图8B是表示所使用的全部的发送接收部与超声波波束的形状的关系的图。

[0054] 图8C是表示组合后的超声波波束的形状的图。

[0055] 图9是表示比较例所涉及的超声波探头的图。

[0056] 图10是表示所使用的发送接收部与超声波波束的形状的关系的图。

[0057] 图11是表示第二实施方式所涉及的超声波探头的图。

[0058] 图12A是表示电气线路的结构的一例的图。

[0059] 图12B是表示电气线路的结构的一例的图。

[0060] 图12C是表示电气线路的结构的一例的图。

[0061] 图13是表示第三实施方式所涉及的超声波探头的图。

[0062] 图14是表示所使用的发送接收部与超声波的行进方向的关系的图。图15是表示所使用的发送接收部与超声波的行进方向的关系的图。

[0063] 标号说明

[0064] 1 超声波诊断装置主体

[0065] 2 超声波探头

[0066] 3 穿刺针

[0067] 11 控制部

[0068] 111 切换控制部

[0069] 12 发送驱动部

- [0070] 13 接收处理部
- [0071] 14 发送接收切换部
- [0072] 15 图像生成部
- [0073] 16 图像处理部
- [0074] 18 操作输入部
- [0075] 19 输出显示部
- [0076] 21 发送接收部排列
- [0077] 210 发送接收部
- [0078] 211 第一发送接收部
- [0079] 212 第二发送接收部
- [0080] 212a 第一分区
- [0081] 212b 第二分区
- [0082] 213 第三发送接收部
- [0083] 21A 振子
- [0084] 22 声学透镜
- [0085] 22a 第一透镜部
- [0086] 22b 第二透镜部
- [0087] 22c 第三透镜部
- [0088] 23 开关部
- [0089] 231 第一开关部
- [0090] 232 第二开关部
- [0091] 232a 第一开关元件
- [0092] 232b 第二开关元件
- [0093] 233 第三开关部
- [0094] 24 切换设定部
- [0095] 28 操作输入部
- [0096] 31 开关元件
- [0097] 32 电气线路
- [0098] U 超声波诊断装置

具体实施方式

[0099] 以下,基于附图说明本发明的实施方式。

[0100] [第一实施方式]

[0101] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置U的整体结构的图。图2是表示超声波诊断装置U的内部结构的框图。

[0102] 如图1以及图2所示,该超声波诊断装置U具备超声波诊断装置主体1、经由电缆5而与超声波诊断装置主体1连接的超声波探头2(ultrasonic probe)、穿刺针3、安装在超声波探头2上的安装部4等。另外,在此,作为一例而列举的超声波探头2被称为1.25D探头,其具备在短轴方向上排列的三个发送接收部210、用于将三个发送接收部210之中的全部和一部

分切换为进行超声波的发送接收的驱动发送接收部的开关部23。此外,关于超声波图像的利用,说明在刺入穿刺针3时一边视觉辨认穿刺针3和被检体内的目标的位置一边进行的情况下利用超声波图像的一例,但本发明不限于这一例。另外,在此,发送接收部210具有一个或多个振子21A(参照图3)。此外,在短轴方向上排列的第一、第二以及第三发送接收部211、212、213的各个中包含的各振子21A相互同时进行超声波的发送接收。进而,发送接收部210的数目即“3”是指将在短轴方向上排列的多个振子21A区分为短轴方向上的中央部和位于其两侧的两侧部这三个的情况下的数目。

[0103] 穿刺针3在此具有中空状的长针形状,以通过安装部4的设定而决定的角度对被检体刺入。穿刺针3能够根据采取的目标(检体)或注入的药剂等的类别、份量而被换装为具有适当的粗细、长度、前端形状的穿刺针。

[0104] 安装部4在被设定了穿刺针3的朝向(方向)上保持。安装部4被安装在超声波探头2的侧部,能够将与穿刺针3相对于被检体的刺入角度相应的穿刺针3的朝向适当进行变更设定。安装部4不仅使穿刺针3简单地向刺入方向移动,还能够一边相对于穿刺针3的中心轴而使该穿刺针3旋转(spin)一边刺入。另外,也可以代替安装部4,在超声波探头2中直接设置有将穿刺针3向刺入方向保持的引导部。

[0105] 在超声波诊断装置主体1中,设置有操作输入部18和输出显示部19。此外,如图2所示,超声波诊断装置主体1除此之外,还具备控制部11、发送驱动部12、接收处理部13、发送接收切换部14、图像生成部15、图像处理部16等。超声波诊断装置主体1的控制部11基于对于操作输入部18的键盘、鼠标这样的输入设备的来自外部的输入操作,向超声波探头2输出驱动信号而使超声波输出,此外,从超声波探头2取得有关超声波接收的接收信号并进行各种处理,根据需要在输出显示部19的显示画面等中显示结果等。

[0106] 控制部11具备CPU(中央处理单元(Central Processing Unit))、HDD(硬盘驱动器(Hard Disk Drive))以及RAM(随机存取存储器(Random Access Memory))等。CPU读出在HDD中存储的各种程序并加载到RAM,根据该程序而对超声波诊断装置U的各部的动作进行统一控制。HDD存储使超声波诊断装置U动作的控制程序以及各种处理程序、各种设定数据等。这些程序、设定数据除了HDD之外,例如也可以以能够读写更新的方式存储至使用了包含SSD(固态硬盘(Solid State Drive))的闪速存储器等非易失性存储器的辅助存储装置。RAM是SRAM、DRAM等易失性存储器,对CPU提供作业用的存储器空间,暂时存储数据。

[0107] 控制部11具备切换控制部111。切换控制部111基于在图像处理部16中辨认的穿刺针3的位置信息,在穿刺针3的前端偏向相对于发送接收部排列21的扫描方向正交的方向而从拍摄范围内偏离的情况下,进行使在该短轴方向上排列的第一、第二以及第三发送接收部211、212、213(参照图3)的超声波的行进方向偏转的设定,输出有关该设定的控制信号。该切换控制部111的动作也可以使用控制部11的CPU、RAM以软件的方式执行。

[0108] 发送驱动部12按照从控制部11输入的控制信号而输出向超声波探头2供应的脉冲信号,使超声波探头2发出超声波。发送驱动部12例如具备时钟产生电路、脉冲宽度设定部、脉冲产生电路、以及延迟电路。时钟产生电路是产生决定脉冲信号的发送定时、发送频率的时钟信号的电路。脉冲宽度设定部设定从脉冲产生电路输出的发送脉冲的波形(形状)、电压振幅以及脉冲宽度。脉冲产生电路基于脉冲宽度设定部的设定而生成发送脉冲,按超声波探头2的各个发送接收部210的每个输出至不同的布线路径。延迟电路对从时钟产生电路

输出的时钟信号进行计数,若经过所设定的延迟时间,则使脉冲宽度产生电路产生发送脉冲而输出至各布线路径。

[0109] 接收处理部13是按照控制部11的控制而取得从超声波探头2输入接收信号的电路。接收处理部13例如具备放大器、A/D转换电路、整相加法电路。放大器是将与由超声波探头2的各发送接收部210接收到的超声波相应的接收信号以预先设定的规定的放大率分别放大的电路。A/D转换电路是将放大后的接收信号以规定的采样频率转换为数字数据的电路。整相加法电路是对A/D转换后的接收信号,按与每个发送接收部210对应的每个布线路径给予延迟时间而调整时间相位,将它们相加(整相加法)而生成声线数据的电路。

[0110] 发送接收切换部14基于控制部11的控制,进行用于在从发送接收部210射出(发送)超声波的情况下将驱动信号从发送驱动部12发送至发送接收部210,另一方面,在取得与发送接收部210射出的超声波相关的信号的情况下将接收信号输出至接收处理部13的切换动作。由这些发送驱动部12、接收处理部13以及发送接收切换部14构成发送接收处理部。

[0111] 图像生成部15生成基于超声波的接收数据的诊断用图像。图像生成部15对从接收处理部13输入的声线数据进行检波(包络线检波)而取得信号,此外,根据需要而进行对数放大、滤波(例如,低域透过、平滑等)、强调处理等。图像生成部15生成与B模式显示相关的各帧图像(诊断图像)数据作为诊断用图像之一,所述B模式显示以与该信号强度相应的亮度信号来表示包含信号的发送方向(被检体的深度方向)和由超声波探头2发送的超声波的扫描方向的剖面内的二维构造。此时,图像生成部15能够进行有关显示的动态范围的调整、伽马校正等。该图像生成部15能够设为具备用于这些图像生成的专用的CPU、RAM的结构。或也可以在图像生成部15中,有关图像生成的专用的硬件结构以被形成在基板(ASIC(专用集成电路(Application-Specific Integrated Circuit))等)上的方式、或通过FPGA(现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array))形成的方式而被具备。或图像生成部15也可以是通过控制部11的CPU以及RAM进行有关图像生成的处理的结构。

[0112] 图像处理部16具备存储部161、穿刺针辨认部162等。

[0113] 存储部161将在由图像生成部15处理而实时显示、基于此的显示中使用的诊断用图像数据(帧图像数据)以帧为单位存储最近的规定帧数量。存储部161例如是DRAM(动态随机存取存储器(Dynamic Random Access Memory))等易失性存储器。或也可以是该存储部161是可高速改写的各种非易失性存储器。在存储部161中存储的诊断用图像数据按照控制部11的控制而被读出,并发送至输出显示部19,或经由省略图示的通信部而输出至超声波诊断装置U的外部。此时,在输出显示部19的显示方式为电视方式的情况下,在存储部161和输出显示部19之间设置DSC(数字信号转换器(Digital Signal Converter)),在转换了扫描格式后输出即可。

[0114] 穿刺针辨认部162生成用于辨认穿刺针3的位置的图像数据,对该图像数据进行适当的处理而辨认穿刺针3的前端部分的位置。

[0115] 作为穿刺针3的位置的辨认方法,例如取以规定的时间间隔生成的多个诊断用图像的差分、相关,从而能够检测正移动的穿刺针3的前端(前端部分)。

[0116] 操作输入部18具备按压按钮开关、键盘、鼠标、或者轨迹球、或它们的组合,将用户的输入操作转换为操作信号,并输入至超声波诊断装置主体1。

[0117] 输出显示部19具备使用了LCD(液晶显示器(Liquid Crystal Display))、有机EL

(电致发光 (Electro-Luminescent)) 显示器、无机EL显示器、等离子显示器、CRT (阴极射线管 (Cathode Ray Tube)) 显示器这样的各种显示方式之中其中一个的显示画面及其驱动部。输出显示部19按照从CPU输出的控制信号、由图像处理部16生成的图像数据而生成显示画面(各显示像素)的驱动信号,在显示画面上进行有关超声波诊断的菜单、状态、基于接收到的超声波的测量数据的显示。此外,输出显示部19也可以是单独具备LED灯等而进行电源的接通有无等的显示的结构。

[0118] 这些操作输入部18、输出显示部19也可以与超声波诊断装置主体1的框体一体设置,也可以经由RGB电缆、USB电缆、HDMI电缆(注册商标:HDMI)等而安装在外部。此外,若在超声波诊断装置主体1中设置有操作输入端子、显示输出端子,则也可以在这些端子上连接以往的操作用以及显示用的周边设备而利用。

[0119] 超声波探头2作为振荡超声波(在此,1~30MHz左右)而对生物体等被检体射出,且接收所射出的超声波之中通过被检体反射的反射波(回波)并转换为电信号的声学传感器而发挥作用。该超声波探头2具备发送接收超声波的三个发送接收部210的排列即发送接收部排列21、与发送接收部210分别对应的多个开关部23、切换设定部24、操作输入部28等。另外,在此,设为超声波探头2从外部(表面)向被检体内部射出超声波并接收其反射波,但作为超声波探头2,还包含插入至消化管、血管等的内部、体腔内等而使用的尺寸、形状的超声波探头。用户使该超声波探头2中的超声波的发送接收面、即从发送接收部排列21射出超声波的方向的面与被检体接触而使超声波诊断装置U动作,进行超声波诊断。

[0120] 发送接收部排列21是具备压电元件的多个发送接收部210的排列,所述压电元件具有压电体和通过其变形(伸缩)而显现电荷的被设置在两端的电极。

[0121] 图3是表示本实施方式的超声波探头2中的发送接收部排列21的例子图。

[0122] 在此,存在将相对于扫描方向正交的方向称为短轴方向(对应于本发明的“第一方向”)、或宽度方向,将扫描方向称为长轴方向,将相对于宽度方向以及长轴方向正交的方向称为深度方向的情况。此外,存在将离超声波发送接收面深度方向上的距离称为“深度”,将超声波发送接收面至焦点位置的距离称为“焦点距离”的情况。另外,以下在称为“焦点位置”时,设为是指声学透镜22使超声波波束在短轴方向上聚焦的位置。

[0123] 在本实施方式的超声波诊断装置U中,发送接收部排列21是在规定的方向(扫描方向)、和与该扫描方向正交的宽度方向(第一方向)上规定的二维面(也可以不是平面)内排列为矩阵状的多个发送接收部210。通常,在扫描方向上的发送接收部210的排列数比在宽度方向上的发送接收部210的排列数多,从而,扫描方向成为长轴方向,宽度方向成为短轴方向。在短轴方向上,在此,按顺序配置有第一、第二以及第三发送接收部211、212、213。将在该短轴方向上的第一、第二以及第三发送接收部211、212、213的组以后还记为发送接收部组。

[0124] 对多个发送接收部210在扫描方向上以规定数目的发送接收部的组按顺序(包含存在一部分重复的情况)供应电压脉冲,从而被供应该电压脉冲的发送接收部210的各压电体根据在该压电体中产生的电场而变形(伸缩),发出超声波。所发出的超声波在与被供应电压脉冲的规定数目的发送接收部组中包含的发送接收部210的位置、方向、所发出的超声波的聚焦方向以及定时的偏差(延迟)的大小相应的位置、方向上射出。此外,若向发送接收部210入射规定的频带的超声波,则由于该声压而压电体的厚度变动(振动)从而产生与该

变动量相应的电荷,转换为与该电荷量相应的电信号并输出。

[0125] 开关部23与发送接收部210对应设置。作为与第一、第二以及第三发送接收部211、212、213对应的开关部23,设置第一、第二以及第三开关部231、232、233。

[0126] 开关部23基于来自切换设定部24的开关切换信号而切换发送接收部210的动作、非动作。在此,“发送接收部210的动作”是指发送接收部210被选择为驱动发送接收部的情况下的动作。相对于此,“发送接收部210的非动作”是指发送接收部210没有被选择为驱动发送接收部的情况下的动作,包含发送接收部210成为第二动作状态(后述的第二实施方式)时。

[0127] 切换设定部24通过从多个发送接收部210之中选择进行超声波的发送接收的驱动发送接收部,将超声波的行进方向偏转,此外,将超声波波束的焦点位置切换为浅部和深部。在本实施方式的超声波诊断装置U中,超声波的行进方向能够如后述那样按每个发送接收部组而设定。

[0128] 操作输入部28接受操作者的输入操作而进行与操作内容相应的动作。例如,能够根据对操作输入部28的操作而手动变更切换设定部24的设定。

[0129] 在一般的1.25D探头中,通过将发送接收部210在短轴方向上分割,缩窄用于发送接收的发送接收部210的宽度(短轴开口宽度),从而将超声波波束在比较浅的部位聚焦,通过扩大用于发送接收的发送接收部210的宽度,从而将超声波波束在比较深的部位聚焦。与不将发送接收部210在短轴方向上分割的超声波探头2相比,能够这样使超声波波束在浅的地方和深的地方聚焦这一点是更有利的。在一般的1.25D探头中,在将短轴开口宽度缩窄的情况、将其扩大的情况下,开口中心都与短轴宽度的中心一致。将图4A所示的缩窄了短轴开口宽度的情况下的超声波波束的形状、图4B所示的扩大了短轴开口宽度的情况下的波束形状、各自的短轴开口宽度的适合的深度(四角的点线所示的部分)合成而作为图4C所示的一个超声波波束而构成图像。

[0130] 关于一般的1.25D探头中的短轴开口之比(短轴分割比率),1:2:1左右的分割比例在波束形成上是优选的。另外,“短轴分割比率”不一定是准确的数值,还包含将实际的测量值舍入为整数时的结果(近似值)。

[0131] 在本实施方式中,除了切换使用一般的短轴开口的1.25D之外,在缩窄短轴开口而使用的情况下,使得开口中心与短轴宽度的中心不一致,使超声波波束偏转。

[0132] 将波束偏转而使用的情况下的短轴分割比率例如在3分割的情况下,若设为等宽度(包含大致等宽度)的1:1:1,则在波束的偏转角度、波束的聚焦性上变得有利。

[0133] 在本发明中,使用同一探头,对以短轴分割比率分割的1.25D探头,进行1) 切换一般的短轴开口宽度的用法、2) 使超声波波束偏转的用法这两个。

[0134] 但是,在适于偏转波束的短轴分割比率(1:1:1)中,如图5A~图5C所示那样短轴开口宽的情况下,仅在超声波波束的深度位置上聚焦,进而在深部扩大。其结果,焦点深度(波束变细的部分的长度)变短,不能得到均匀的波束形成。另外,是与以短轴分割比率1:1:1分割的各发送接收部210对应的透镜全部为球面的情况。

[0135] 图6表示比较例所涉及的超声波探头,且以短轴分割比率(1:1:1)分割的各发送接收部210以及与其对应的透镜中发送接收超声波的表面的整个面为球面的例子。在此,设为将在短轴方向上位于中央的发送接收部210称为第二发送接收部212,此外,将对称地配置

在第二发送接收部212的两侧的发送接收部210称为第一以及第三发送接收部211、213。另外，“对称地”意味着位置以及大小为对称。

[0136] 图6所示的超声波探头是对使波束偏转来说有利的短轴分割比率，但由于是球面的透镜，所以不能从浅部至深部得到均匀的波束。这不符合本发明的目的。在本实施方式中，作为从浅部至深部使超声波波束均匀地聚焦得较细的方法，如下构成声学透镜22。

[0137] 接着，说明适于使超声波诊断装置U中的超声波的焦点位置变更的结构。

[0138] 图7是表示超声波探头2中的发送接收部排列21的沿着短轴方向的剖面构造的图。在此，示出图3的剖面AA中的剖面构造。另外，在图7中，省略与第一、第二以及第三发送接收部211、212、213对应设置的开关部23而进行表示。

[0139] 如图7所示，在该超声波探头2中，对在短轴方向上排列的第一、第二以及第三发送接收部211、212、213设置共通的曲率的声学透镜22，基于第一、第二以及第三发送接收部211、212、213的超声波的行进方向被折射，超声波波束的宽度在短轴方向上聚焦。在声学透镜22上，通常使用硅等。或也可以根据期望的超声波折射率而适当选择其他材质。

[0140] 位于声学透镜22的短轴方向上的中央部的第二透镜部22b具备具有规定的曲率的球面的形状。

[0141] 此外，位于第二透镜部22b的两侧的第一以及第三透镜部22a、22c具备非球面的形状。“非球面”是指不是球面的面，包含曲率成为0的平面。第一以及第三透镜部22a、22c的形状不限于此，可考虑各种非球面的形状。例如，作为非球面的形状，在第一以及第三透镜部22a、22c中，设为越是与第二透镜部22b侧的端部相反的端部则焦点位置变得越深的形状。由此，超声波波束在深部均匀地汇集。根据以上，在第一、第二以及第三发送接收部211、212、213被选择为驱动发送接收部的情况（短轴宽度为“3”的情况）下，也能够加深焦点位置，能够使超声波波束在深部均匀地聚焦得较细。另外，在此，第一以及第三透镜部22a、22c的发送接收超声波的表面的整个面为非球面形状。通过将整个面设为非球面，从而能够将焦点位置从较浅的地方扩大到较深的地方。另外，作为第一以及第三透镜部22a、22c，若在其一部分具有非球面形状，则得到能够加深焦点位置的效果，所以不一定需要在其全部具有非球面形状。此外，至少将第一以及第三透镜部22a、22c的形状设为非球面即可，第二透镜部22b的形状也可以是球面，也可以是非球面。

[0142] 在本实施方式中，第一以及第三透镜部22a、22c中的非球面的曲率是，随着从短轴方向的端接近第二透镜部22b，变得接近第二透镜部22b的曲率的曲率。

[0143] 在声学透镜22中，第二透镜部22b与第二发送接收部212对应设置。此外，第一透镜部22a与第一发送接收部211对应设置。进而，第三透镜部22c与第三发送接收部213对应设置。如图7所示，各发送接收部211、212、213的短轴方向的宽度为约3.0mm，所以第二透镜部22b以及第一以及第三透镜部22a、22c的短轴方向的宽度成为约3.0 [mm]。此外，在本实施方式中，与第一、第二以及第三发送接收部211、212、213对应而设置了第一、第二以及第三透镜部22a、22b、22c，但例如，即使在与5个以上的发送接收部210对应而设置透镜部的情况下，位于中央的第二透镜部22b的两侧的第一以及第三透镜部22a、22c具有非球面形状，从而也能够加深超声波波束的焦点位置，能够使超声波波束在深部均匀地聚焦得较细。

[0144] 图8A是表示所使用的第二发送接收部212与超声波波束的的关系的图。图8B是表示所使用的第一、第二以及第三发送接收部211、212、213与超声波波束的的关系

的图。图8C是表示组合后的超声波波束的形状的图。在此,设为所使用的发送接收部210是指通过切换设定部24被选择为驱动发送接收部的发送接收部210。

[0145] 在第二发送接收部212(参照图7)通过切换设定部24被选择为驱动发送接收部时,如图8A所示,声学透镜22进行聚焦以使来自第二发送接收部212的超声波的发送接收波束在焦点距离浅的焦点位置上变细。此外,在第一、第二以及第三发送接收部211、212、213(参照图7)通过切换设定部24被选择为驱动发送接收部时,第一以及第三透镜部22a、22c具备非球面的形状,所以如图8B所示,声学透镜22能够进行聚焦以使超声波波束在焦点距离深的焦点位置上均匀地变细。此外,将通过开关部23使用的发送接收部在使超声波波束在较浅的区域聚焦的情况下切换为第二发送接收部212,在使超声波波束在较深的区域聚焦的情况下切换为第一、第二以及第三发送接收部211、212、213,从而如图8C所示,能够实质上使超声波波束均匀地在从浅部至深部的宽范围上聚焦得较细。

[0146] 以上那样,第一实施方式所涉及的超声波探头2具备在短轴方向上排列的多个发送接收部210、使超声波的发送接收波束在短轴方向上聚焦的声学透镜22、从多个发送接收部210之中选择驱动发送接收部的切换设定部24、通过来自切换设定部24的开关切换信号切换发送接收部210的动作用的开关部23。声学透镜22与第一、第二以及第三发送接收部211、212、213对应而具有第一、第二以及第三透镜部22a、22b、22c,第一以及第三透镜部22a、22c具有非球面形状。

[0147] 根据以上,通过切换设定部24从多个发送接收部210选择驱动发送接收部,从而能够变更超声波波束的焦点位置,容易地使拍摄范围变化。由此,能够设为简便的结构且使用便利性好的超声波探头。此外,不需要电子线路等,能够将电极抽出数抑制得较少,不需要采取复杂的结构,成为低成本。进而,能够以一个超声波探头2来实现以下功能:使超声波波束从浅部至深部在宽范围上均匀地聚焦得较细,能够改善空间分辨率的功能;以及即使穿刺针3在短轴方向上脱离的情况下,也能够将穿刺针3收纳于行进方向充分偏转的超声波波束内的功能。

[0148] (第二实施方式)

[0149] 图9是表示比较例所涉及的超声波探头2的图。图9表示短轴分割比率为1:2:1的一般的超声波探头2。在此,在第二发送接收部212通过切换设定部24被选择为驱动发送接收部时的开口宽度例如为3 [mm] (开口小)。此外,在第一、第二以及第三发送接收部211、212、213通过切换设定部24被选择为驱动发送接收部时的开口宽度例如为6 [mm] (开口大)。

[0150] 短轴分割比率1:2:1如前所述,是对从浅部至深部使超声波波束均匀地聚焦得较细来说优选的短轴分割比率。

[0151] 图10是表示所使用的发送接收部210与超声波波束的形状的关系的图。图10以较粗的虚线表示在仅使用了第一发送接收部211的情况下的超声波波束的形状,以点线表示使用了第一以及第二发送接收部211、212的情况下的超声波波束的形状。

[0152] 如在图10中以较粗的虚线表示超声波波束的形状那样,在仅选择了第一发送接收部211的情况下,由于所使用的开口宽度与整体的开口宽度相比过小,所以不能汇集超声波波束,浅部的超声波的指向性由于偏转而处于与意图的侧相反侧,所以存在误认穿刺针3的位置的可能性。此外,如在图10中以点线表示超声波波束的形状那样,在选择了第一以及第二发送接收部211、212的情况下,由于没有被选择的第三发送接收部213少,所以超声波的

行进方向的偏转少,与在选择了第一、第二以及第三发送接收部211、212、213的情况下的超声波的行进方向相比,没有差别。

[0153] 在将穿刺针3向被检体内的特定的部位刺入的情况下,需要逐次确认穿刺针3的位置移动(偏差)。在穿刺针3的位置移动比较大的情况下,需要使超声波的行进方向偏转得较大,所以超声波的行进方向的偏转少的短轴分割比率为1:2:1的一般的超声波探头2对确定穿刺针3的位置移动来说不合适。

[0154] 在第二实施方式中,将短轴分割比率设为1:2:1,且第二开关部232具备开关元件31和与开关元件31并行连接的电气线路32以使适于将超声波的行进方向偏转。

[0155] 图11是表示第二实施方式所涉及的超声波探头2的图。图12是表示电气线路32的结构的一例的图。

[0156] 如图11所示,第一、第二以及第三发送接收部211、212、213分别经由第一、第二以及第三开关部231、232、233发送接收发送接收信号。切换设定部24具备寄存器240。寄存器241、242、243与第一、第二以及第三开关部231、232、233对应设置。根据从控制部11预先输入而存储在寄存器241、242、243中的开关切换信号,切换第一、第二以及第三开关部231、232、233的接通断开。作为第一、第二以及第三开关部231、232、233,没有被特别限制,但考虑电力消耗量、超声波发送接收所涉及的耐压性能等,例如,优选使用FET(场效应晶体管)。

[0157] 第二开关部232具有开关元件31、和与开关元件31并联连接的电气线路32。由此,在通过切换设定部24而第二发送接收部212被选择为驱动发送接收部时,将开关元件31设为接通,从而第二发送接收部212不经由电气线路32地进行超声波的发送接收。将其称为第二发送接收部212的第一动作状态。在进行超声波的行进方向的偏转的情况下,通过切换设定部24而第二发送接收部212没有被选择为驱动发送接收部,而是开关元件31成为断开,从而第二发送接收部212经由电气线路32进行超声波的发送接收。将其称为第二发送接收部212的第二动作状态(对应于本发明的“发送接收部的非动作”)。

[0158] 例如,在将超声波的行进方向偏转为图11中右侧的情况下,将开关元件31设为断开,且将第一开关部231设为接通。由此,第二发送接收部212经由电气线路32进行超声波的发送接收(第二动作状态)。此外,第一发送接收部211切换为驱动发送接收部。另一方面,在将超声波的行进方向偏转为图11中左侧的情况下,将开关元件31断开,且将第三开关部233接通。由此,第二发送接收部212经由电气线路32进行超声波的发送接收(第二动作状态)。此外,第三发送接收部213切换为驱动发送接收部。

[0159] 在仅使用第二发送接收部212的情况下(开口小),将开关元件31设为接通,且将第一以及第三开关部231、233设为断开。由此,第二发送接收部212切换为不经由电气线路32地进行超声波的发送接收的(第一动作状态)。此外,第一以及第三发送接收部211、213变得不是驱动发送接收部。在使用第一、第二以及第三发送接收部211、212、213的情况下(开口大),接通开关元件31。由此,第二发送接收部212切换为不经由电气线路32地进行超声波的发送接收的(第一动作状态)。此外,接通第一以及第三开关部231、233。由此,第一以及第三发送接收部211、213切换为驱动发送接收部。

[0160] 电气线路32由仅由电阻R构成的电路(参照图12A)、由LC构成的电路(参照图12B)、仅由RLC构成的电路(参照图12C)那样的电路构成。

[0161] 在图11的开关元件31为断开的情况下,对第二发送接收部212施加的信号以及由

第二发送接收部212接收到的超声波被转换后的电信号通过电气线路32。在开关元件31为接通的情况下,所述信号以及电信号不通过电气线路32。

[0162] 在不设置电气线路32的结构中,将第一发送接收部211和第二发送接收部212比较的情况下,第二发送接收部212短轴方向的宽度长,面积宽,所以灵敏度高,与第一发送接收部211比较成为主导,所以超声波波束的偏转角度变小。

[0163] 在本实施方式中,通过在电气线路32中如图12A那样使用电阻R,从而降低第二发送接收部212的灵敏度,从而取得第一发送接收部211和第二发送接收部212的平衡,能够增大超声波波束的偏转角度。

[0164] 此外,通过在电气线路32中如图12B那样使用LC电路,从而能够将第二发送接收部212的信号的相位相对于第一发送接收部211错开,能够增大超声波波束的偏转角度。

[0165] 进而通过在电气线路32中如图12C那样使用由LCR构成的电路,从而实现上述的两个效果,能够增大超声波波束的偏转角度。

[0166] (第三实施方式)

[0167] 接着,参照图13~图15说明第三实施方式所涉及的超声波探头2。图13是表示超声波探头的图。图14是表示所使用的第一分区212a与超声波的行进方向的关系的图。图15是表示所使用的第一发送接收部211与超声波的行进方向的关系的图。

[0168] 在短轴分割比率为1:2:1的超声波探头2中,若切换设定部24例如仅选择第一发送接收部211(短轴宽度为“1”)进行超声波的发送接收,则成为图15所示的超声波波束的形状。

[0169] 超声波的行进方向的线与短轴方向整体的中心轴的交点的深度变得比较深。也就是说,在浅部中在与意图进行超声波的行进方向的偏转的侧相反侧出现超声波的指向性,所以存在弄错穿刺针3的位置的可能性。

[0170] 在上述的第二实施方式中,在短轴分割比率1:2:1的超声波探头2中,第二开关部232具有开关元件31和与开关元件31并联连接的电气线路32,从而将短轴分割比率在功能上设为接近1:1:1。

[0171] 相对于此,在第三实施方式中,在短轴分割比率1:2:1的超声波探头2中,将第二发送接收部212以短轴方向的中心为边界区分为第一以及第二分区212a、212b,切换设定部24将第一以及第三发送接收部211、213的其中一方、和第一以及第二分区212a、212b的其中一方选择为驱动发送接收部,从而在浅部中,使得在意图进行超声波的行进方向的偏转的侧出现超声波的指向性。

[0172] 如图13所示,在第一发送接收部211以及第三发送接收部213上连接第一开关部231。在第一分区212a上连接第一开关元件232a。在第二分区212b上连接第二开关元件232b。此外,与第一开关部231、第一开关元件232a、第二开关元件232b对应而设置寄存器241、242a、242b。

[0173] 在仅使用第二发送接收部212的情况下(开口小),切换设定部24将第一以及第二开关元件232a、232b设为接通,将第一开关部231设为断开。由此,第一以及第二分区212a、212b切换为驱动发送接收部。

[0174] 此外,在使用第一、第二以及第三发送接收部211、212、213的情况下(开口大),切换设定部24将第一开关部231、第一开关元件232a、第二开关元件232b设为接通。由此,第一

以及第三发送接收部211、213、第一以及第二分区212a、212b切换为驱动发送接收部。

[0175] 图14表示例如使用第一分区212a形成的超声波波束的形状。根据图14,在浅部中,使在意图进行超声波的行进方向的偏转的侧出现超声波的指向性。像这样,通过使用本方法,能够得到良好的偏转波束。

[0176] 以上那样,第三实施方式所涉及的超声波探头2具备在短轴方向上排列的多个发送接收部210、使超声波的发送接收波束在短轴方向上聚焦的声学透镜22、从多个发送接收部210之中选择驱动发送接收部的切换设定部24、基于来自切换设定部24的开关切换信号而切换发送接收部210的动作用的开关部23,第二开关部212具有第一以及第二分区212a、212b,开关部23具有第一以及第二开关部231、232,进而,第二开关部232具有第一以及第二开关元件232a、232b。

[0177] 在上述结构中,基于切换设定部24的选择,将第一以及第三发送接收部211、213切换为驱动发送接收部,且将第二发送接收部212的第一以及第二分区212a、212b切换为驱动发送接收部,从而将发送接收波束的焦点位置变更为深部,通过不将第一以及第三发送接收部211、213切换为驱动发送接收部,且将第二发送接收部212的第一以及第二分区212a、212b切换为驱动发送接收部,从而将焦点位置变更为浅部。

[0178] 此外,例如基于切换设定部24的选择,将开关元件212a切换为驱动发送接收部从而将超声波的行进方向良好地偏转。

[0179] 根据以上,能够将短轴分割比率设为1:2:1而从浅部至深部进行超声波波束的聚焦,且能够适当地进行超声波的行进方向的偏转。

[0180] 另外,在上述实施方式中,将第一以及第三透镜部22a、22c具有非球面的形状的声学透镜22设置在短轴分割比率1:1:1的超声波探头2,但本发明不限于此。例如,也可以设置在短轴分割比率1:2:1的超声波探头2。在该情况下,使第一以及第三透镜部22a、22c的非球面的形状适合于短轴分割比率1:2:1的超声波探头2即可。

[0181] 此外,在上述实施方式中,说明了在超声波诊断装置主体1中执行用于进行切换设定部24的设定的控制动作的情况,但本发明不限于此。例如,也可以是切换设定部24具有控制部(切换控制部),在超声波探头2中进行开关部23的切换所涉及的控制动作。此外,不是对超声波探头2的操作输入部28的输入操作,或除了输入操作之外,能够根据对超声波诊断装置主体1的操作输入部18的输入操作进行偏转方向的切换等的设定。由此,能够在超声波探头2的内部完结拍摄范围的偏转所涉及的切换动作,因此在与超声波诊断装置主体1之间的控制信号的交换变得更容易。此外,也可以是切换设定部24处于超声波诊断装置主体中的结构。

[0182] 此外,在上述的实施方式中,设为超声波诊断装置U具备超声波探头2和超声波诊断装置主体1,但也可以将能够单独执行操作和偏转控制的超声波探头2与通常的超声波诊断装置主体1连接而利用。

[0183] 此外,在上述实施方式中,若设为第一、第二以及第三发送接收部211、212、213之中仅一个发送接收部使用于发送接收,则伴随超声波发送接收强度的降低,S/N比降低得较大,因此也可以设定第一、第二以及第三发送接收部211、212、213的宽度、电压振幅等以使成为穿刺针3能够被可靠地检测的S/N比(接收强度)。

[0184] 此外,扫描方向上的排列不需要是线性扫描型,也可以是其他排列、扇形扫描型、

凸型、径向扫描型等。

[0185] 此外,在上述实施方式中,说明了穿刺针3通过安装部4安装于超声波探头2上的超声波诊断装置U的一部分,但只要是一边在诊断用图像中显示一边刺入的穿刺针3,也可以是独立于超声波诊断装置U的结构。

[0186] 此外,上述实施方式都只不过是示出在本发明实施时的具体化的一例的实施方式,没有据此限定解释本发明的技术的范围。即,本发明能够以各种形态实施而不脱离其主旨、或其主要特征。

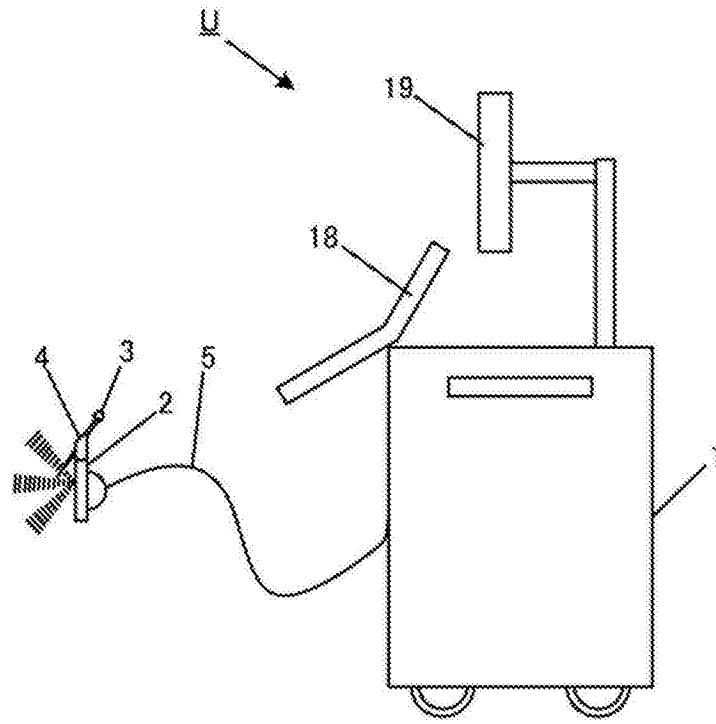


图1

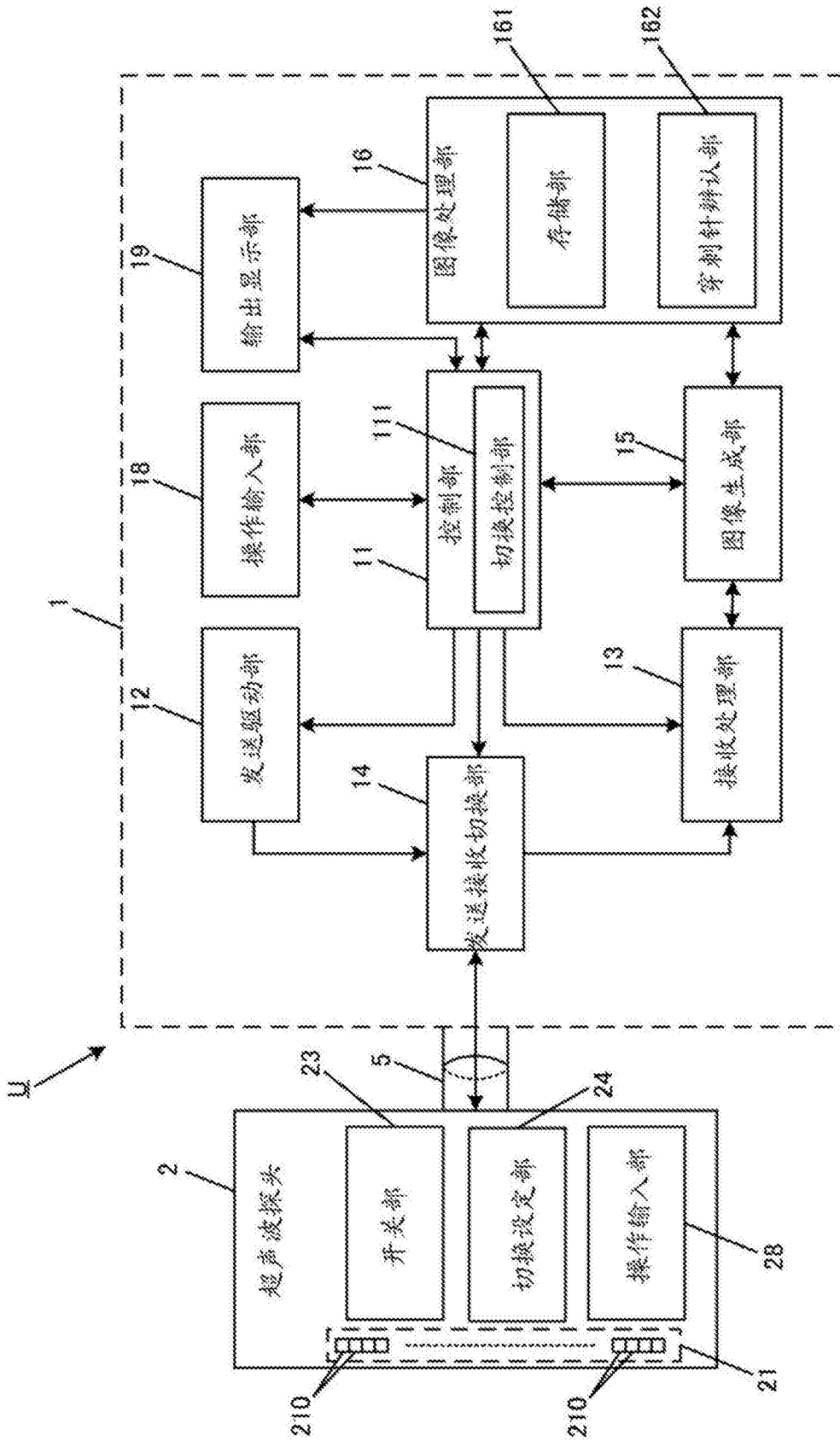


图2

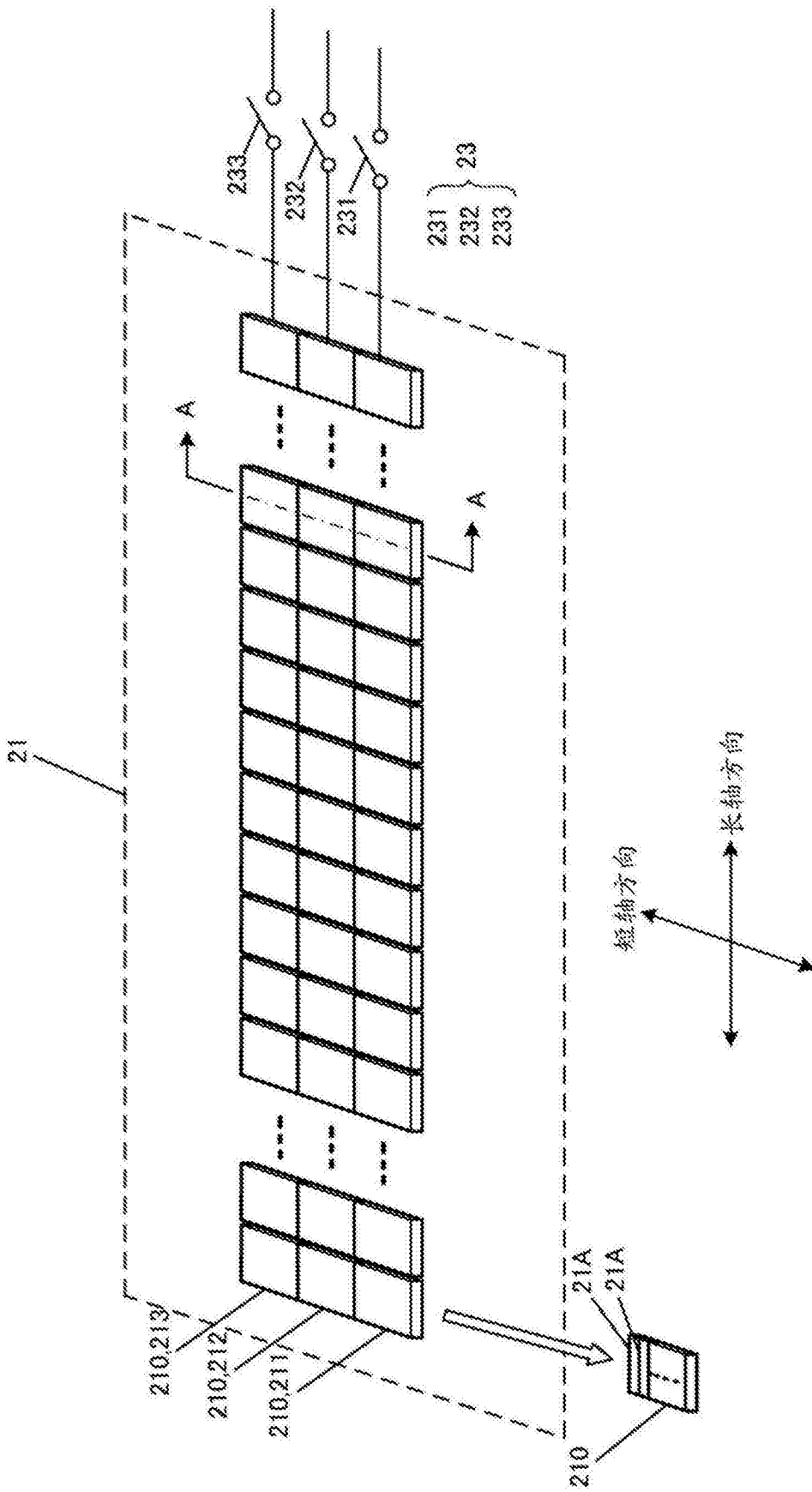


图3

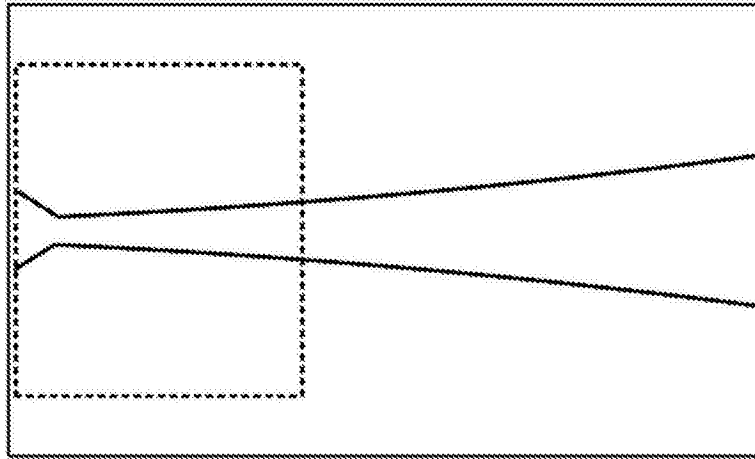


图4A

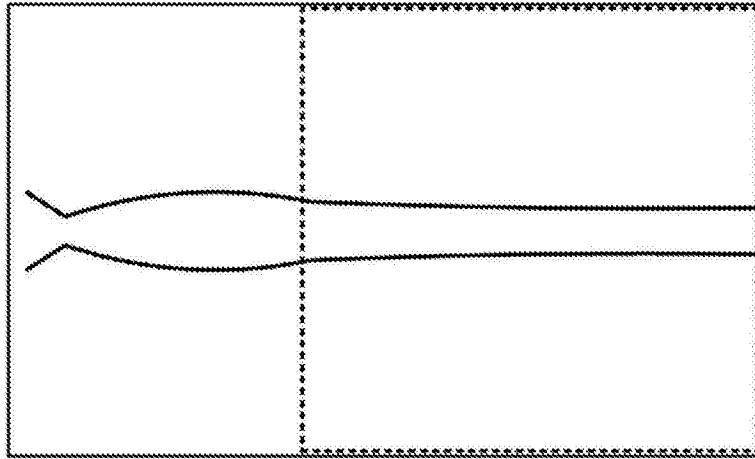


图4B

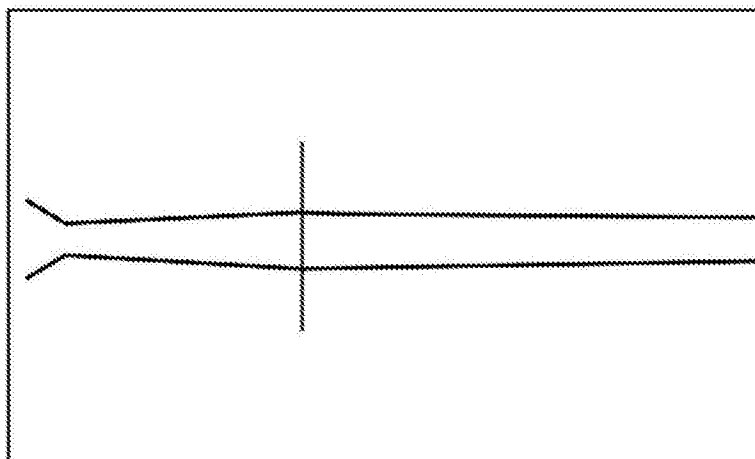


图4C

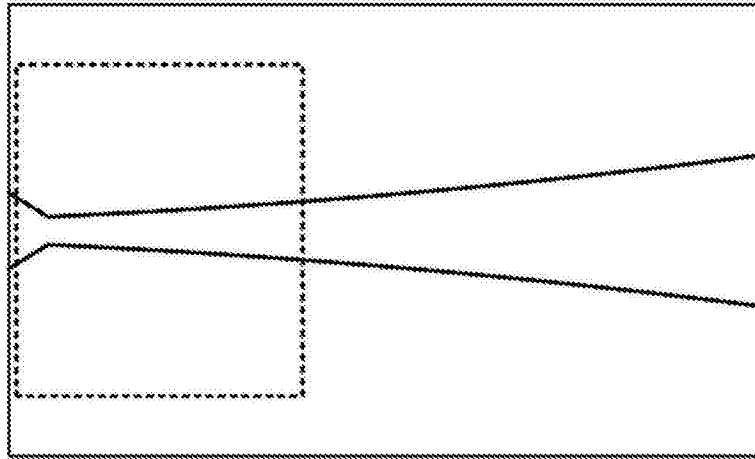


图5A

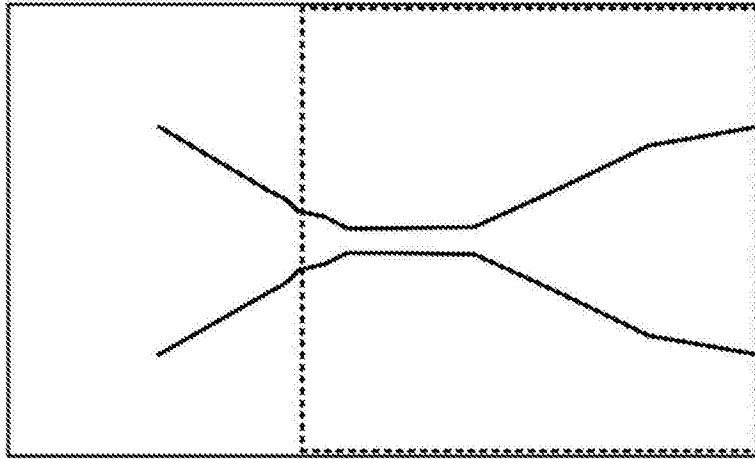


图5B

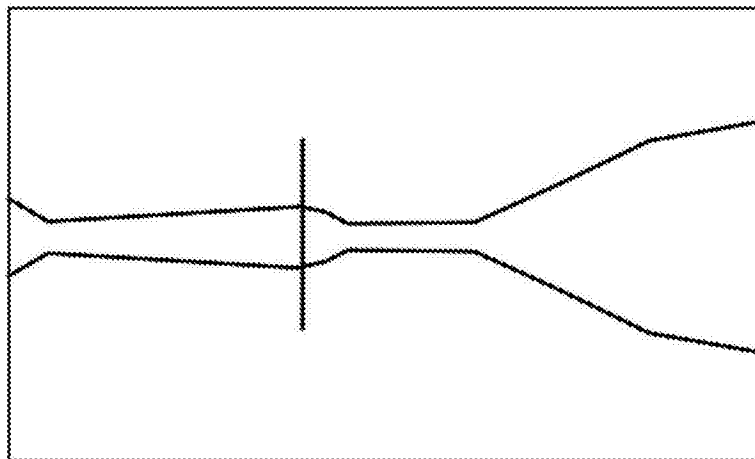


图5C

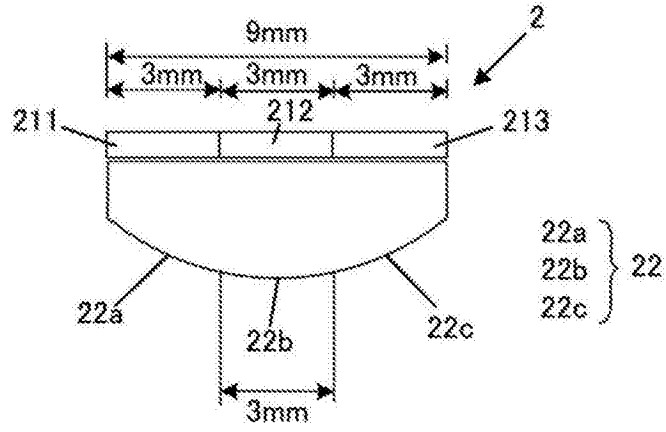


图6

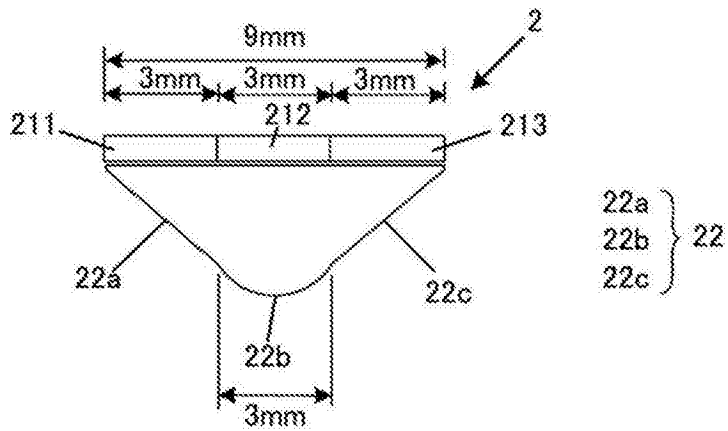


图7

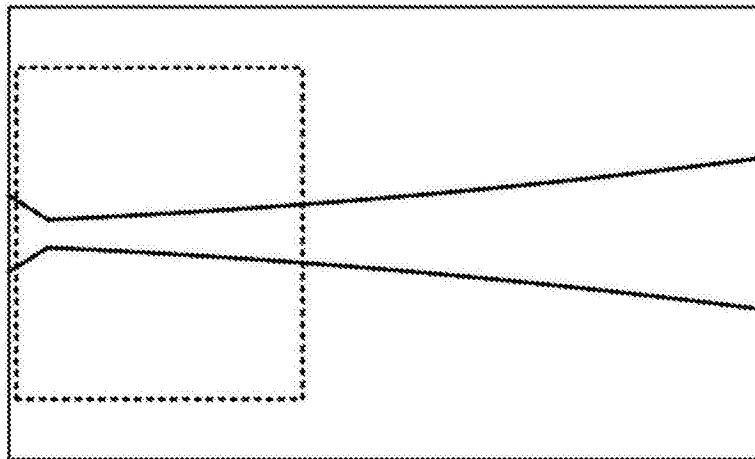


图8A

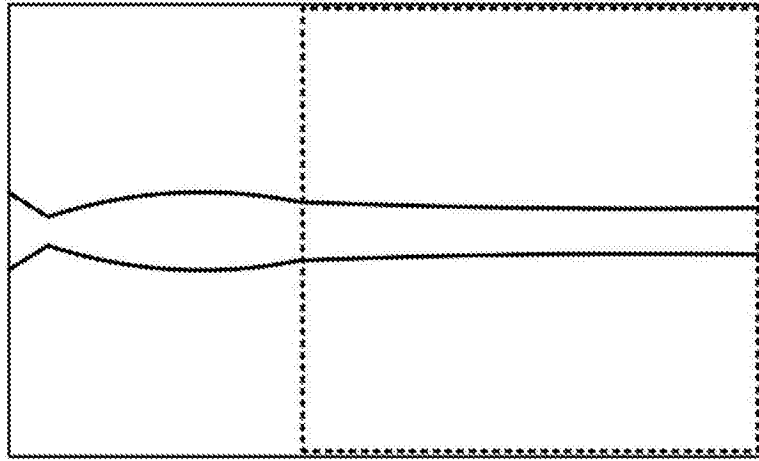


图8B

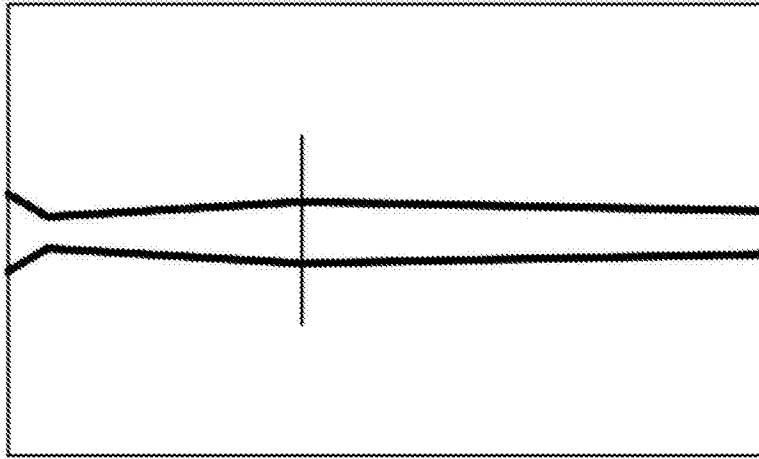


图8C

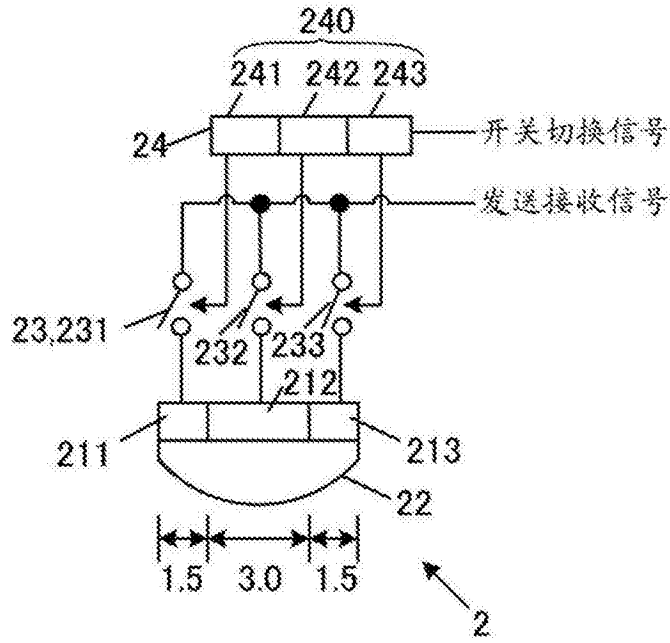


图9

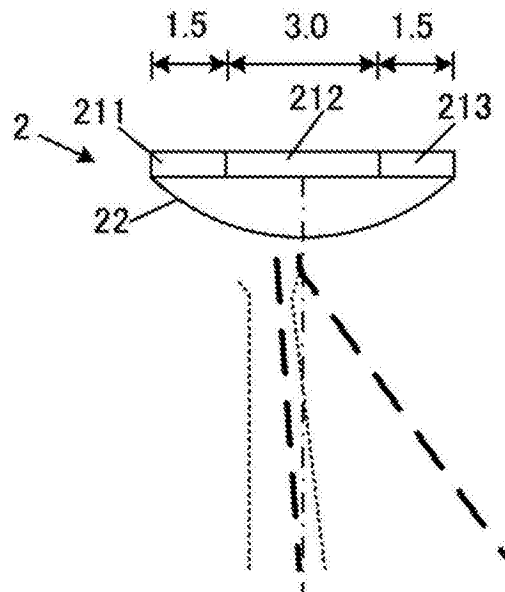


图10

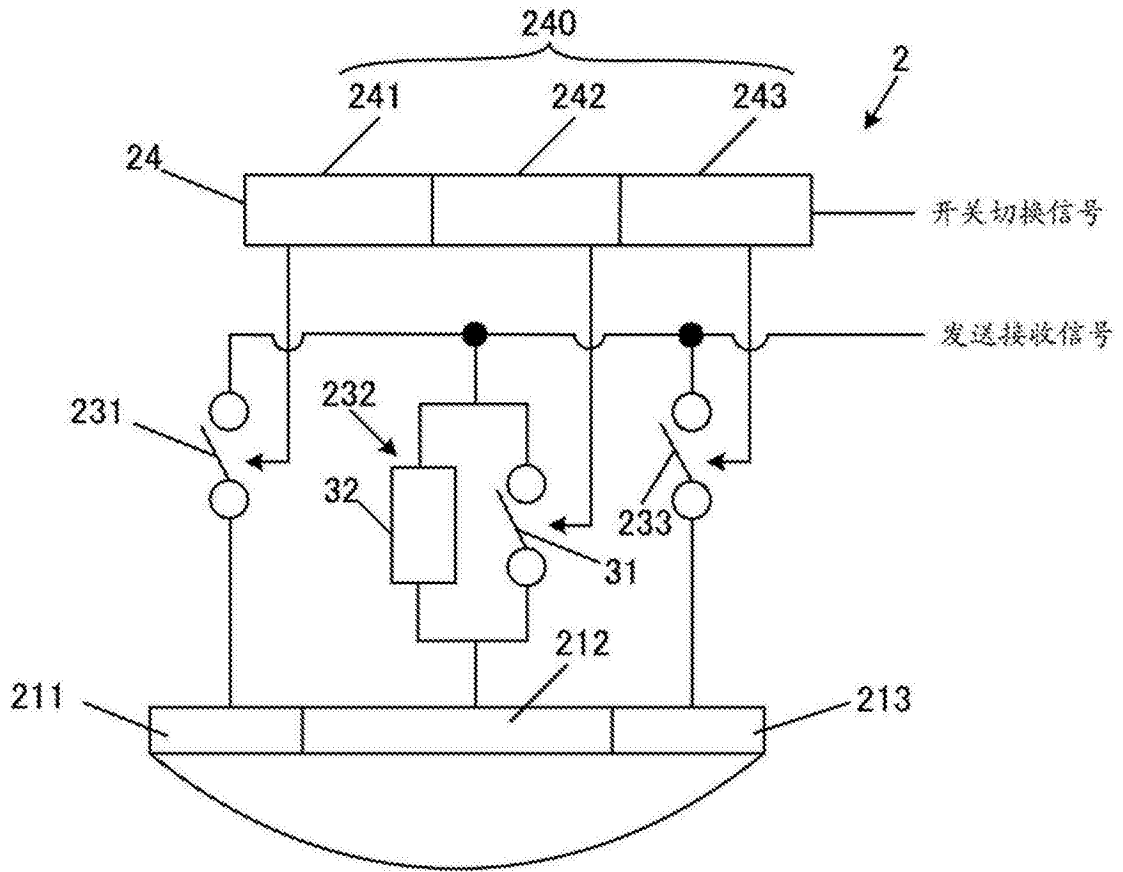


图11

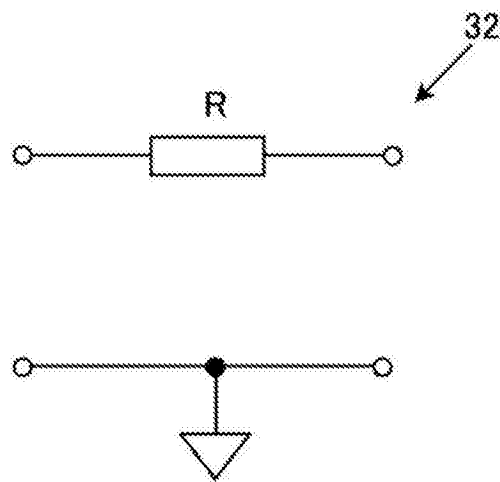


图12A

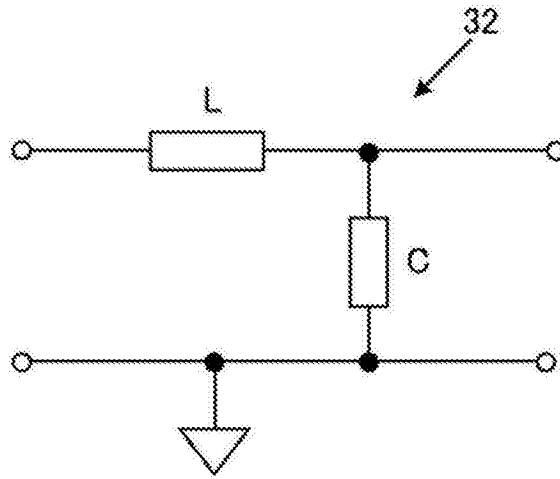


图12B

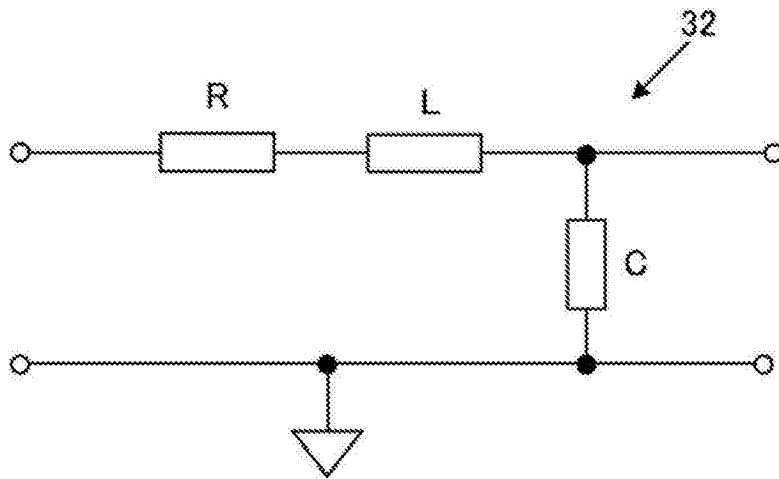


图12C

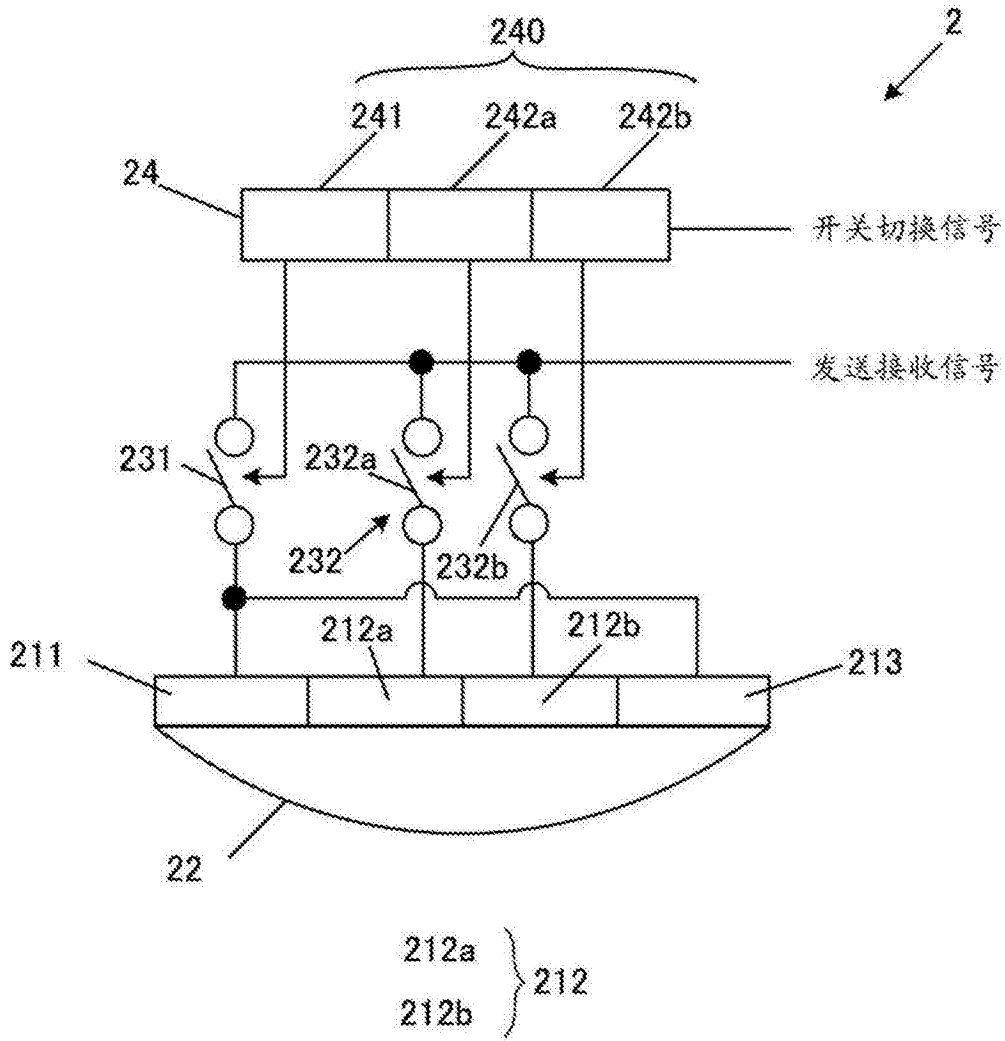


图13

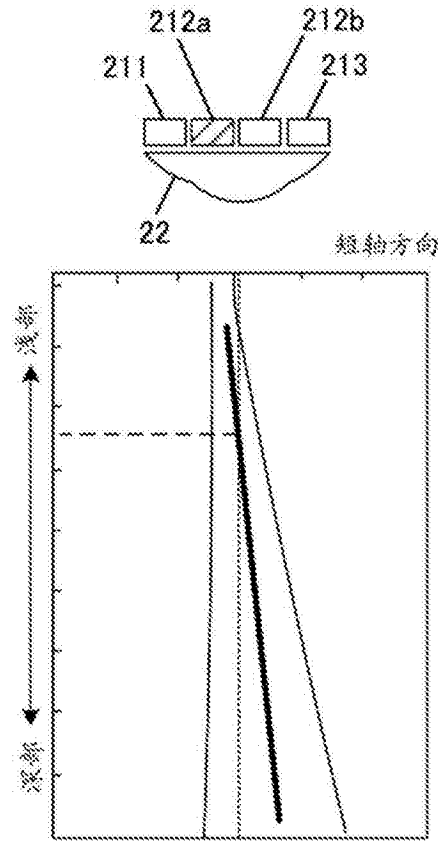


图14

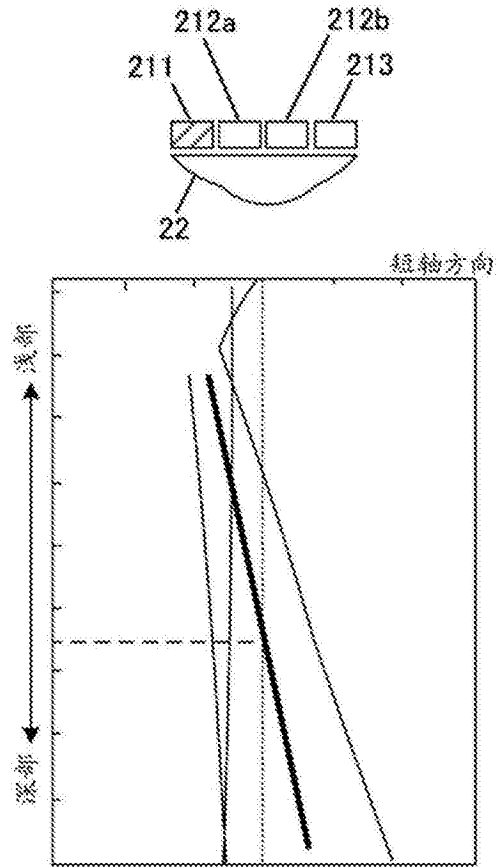


图15

专利名称(译)	超声波探头以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN106983522A	公开(公告)日	2017-07-28
申请号	CN201710051616.5	申请日	2017-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	蒲泽美有纪 西垣森绪 佐藤利春		
发明人	蒲泽美有纪 西垣森绪 佐藤利春		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4461 A61B8/0841 A61B8/4405 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/54 G01N29/221 G01N2291/02475		
优先权	2016009884 2016-01-21 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供能够以更容易的结构对拍摄范围进行变化调整而不会降低使用便利性的超声波探头以及超声波诊断装置。具备多个发送接收部、声学透镜、对发送接收部的动作、非动作进行切换的开关部，发送接收部具有位于中央的第二发送接收部、对称地配置在第二发送接收部的两侧的第一发送接收部以及第三发送接收部，声学透镜具有与第一发送接收部、第二发送接收部以及第三发送接收部的各个对应的第一透镜部、第二透镜部以及第三透镜部，开关部在超声波的行进方向为直进的情况下，使第二发送接收部单独动作，或使第一发送接收部、第二发送接收部以及第三发送接收部的全部动作，另一方面，在将超声波的行进方向偏转的情况下，使第一发送接收部或第三发送接收部动作，第一透镜部以及第三透镜部具有非球面形状。

