



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106963417 A

(43)申请公布日 2017. 07. 21

(21)申请号 201610939215.9

(22)申请日 2016.10.24

(30)优先权数据

2015-212627 2015.10.29 JP

(71)申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 鹤野次郎

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 田喜庆 吴孟秋

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 17/34(2006.01)

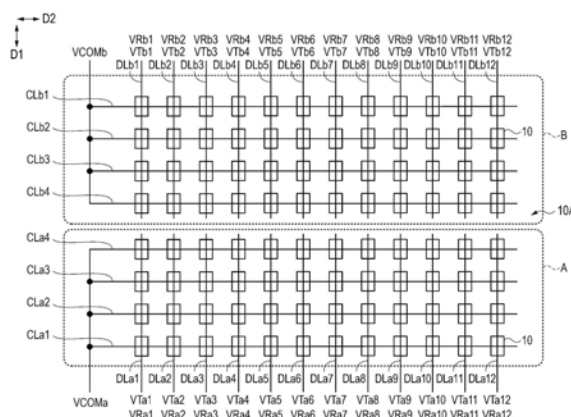
权利要求书1页 说明书10页 附图9页

(54)发明名称

超声波器件、超声波探测器以及超声波图像装置

(57)摘要

本发明提供一种无需移动探测器而易于捕捉针尖的超声波器件、超声波探测器以及超声波图像装置。超声波器件(1)具有超声波元件(10)来进行超声波的发送和接收,超声波器件(1)具备:第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列,在第一超声波元件阵列中,超声波元件(10)中的构成一个信道的超声波元件(10)沿第一方向(扫描方向(D2))排列,在第二超声波元件阵列中,超声波元件(10)中的构成一个信道的超声波元件(10)沿第一方向排列,第二超声波元件阵列配置为相对于第一超声波元件阵列向与第一方向交叉的第二方向(切片方向(D1))位移。



1. 一种超声波器件,其特征在于,具有超声波元件来进行超声波的发送和接收,
所述超声波器件具备第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列,
在所述第一超声波元件阵列中,所述超声波元件中的构成一个信道的超声波元件沿第一方向排列,
在所述第二超声波元件阵列中,所述超声波元件中的构成一个信道的超声波元件沿第一方向排列,
所述第二超声波元件阵列配置为相对于所述第一超声波元件阵列向与所述第一方向交叉的第二方向位移。
2. 根据权利要求1所述的超声波器件,其特征在于,
在所述第一超声波元件阵列和所述第二超声波元件阵列中,除了驱动单个超声波元件阵列以外,还组合驱动所述第一超声波元件阵列与所述第二超声波元件阵列来发送和接收所述超声波。
3. 根据权利要求1或2所述的超声波器件,其特征在于,
在所述第一超声波元件阵列和所述第二超声波元件阵列中,除了驱动单个所述超声波元件阵列以外,还驱动包含所述第一超声波元件阵列和所述第二超声波元件阵列的全部所述超声波元件来发送和接收所述超声波。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波器件,其特征在于,
所述超声波器件还具备与被检体抵接的声部,
所述声部具备与所述被检体抵接的平坦面部。
5. 一种超声波探测器,其特征在于,
具备:
权利要求1至4中任一项所述的超声波器件;以及
收纳部件,以使所述超声波器件的一部分露出的方式收纳所述超声波器件。
6. 一种超声波图像装置,其特征在于,
具备:
权利要求5所述的超声波探测器;
处理装置,控制所述超声波探测器,并根据来自所述超声波探测器的输入信号而生成所述超声波元件阵列中的图像;以及
显示装置,显示由所述处理装置生成的图像。

超声波器件、超声波探测器以及超声波图像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波器件、具备超声波器件的超声波探测器以及具备超声波探测器的超声波图像装置。

背景技术

[0002] 以往,超声波器件由压电部件、背衬部、声匹配层以及声透镜等构成。并且,超声波器件使由压电部件产生的超声波经由声匹配层、声透镜而入射至被检体。然后,超声波器件接收由被检体内部反射的反射波(超声波回声),产生与反射波的强弱对应的电压。

[0003] 此外,在使用具备上述超声波器件的探测器及超声波图像装置进行穿刺动作的情况下,为了针尖不从视野中消失,边倾斜探测器使得针尖一直与超声波图像的扫描线的平面重合,边使针前进。另外,还存在使探测器在被检体的身体表面上推动扫描,血管与针尖一直被显示于图像上,从而边识别针尖边进行穿刺的方法。

[0004] 在专利文献1中公开了一种能够增强来自穿刺针的超声波回声信号的强度、并提高穿刺针的视觉确认性的超声波诊断装置。

[0005] 如上所述,为了使针尖一直显示于图像而倾斜探测器或推动扫描是难以保持移动的探测器的位置,并且,由于探测器抵接的位置易于变得不稳定,因此,需要一种操作探测器的技术。因此,存在难以通过使探测器移动而将针尖一直显示于图像,从而使针尖易于从视野中消失的技术问题。

[0006] 因此,迫切期望不使探测器移动而易于捕捉针尖的超声波器件、超声波探测器以及超声波图像装置。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开2012-192162号公报

发明内容

[0010] 本发明是为了解决上述技术问题的至少一部分而作出的,可以通过以下方式或者应用例而实现。

[0011] 应用例一

[0012] 本应用例涉及的超声波器件,其特征在于,具有超声波元件来进行超声波的发送和接收,超声波器件具备:第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列,在第一超声波元件阵列中,超声波元件中的构成一个信道的超声波元件沿第一方向排列,在第二超声波元件阵列中,超声波元件中的构成一个信道的超声波元件沿第一方向排列,第二超声波元件阵列配置为相对于第一超声波元件阵列向与第一方向交叉的第二方向位移。

[0013] 根据上述超声波器件,通过分别驱动第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列,能够使单个超声波元件阵列射出超声波。并且,沿第二方向能够接收用于生成与超声波元件阵列对应的图像的超声波回声。由此,在进行穿刺的情况下,基于接收的超声波回声而

生成图像,通过使针尖向第二方向推进而能够使针尖显示于图像。因此,能够实现无需移动超声波器件而易于捕捉针尖的超声波器件。

[0014] 应用例二

[0015] 在上述应用例涉及的超声波器件中,优选的是,在第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列中,除了驱动单个超声波元件阵列以外,还组合驱动第一超声波元件阵列与第二超声波元件阵列来发送和接收超声波。

[0016] 根据上述超声波器件,除了驱动单个超声波元件阵列之外,还组合驱动超声波元件阵列而能够接收用于生成比超声波元件阵列的数量多的图像的超声波回声。因此,能够实现无需移动超声波器件而更加易于捕捉针尖的超声波器件。

[0017] 应用例三

[0018] 在上述应用例涉及的超声波器件中,优选的是,在第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列中,除了驱动单个超声波元件阵列以外,还驱动包含第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列的全部超声波元件来发送和接收超声波。

[0019] 根据上述超声波器件,除了驱动单个超声波元件阵列之外,还驱动全部超声波元件阵列而能够接收用于生成比超声波元件阵列的数量多的图像的超声波回声。因此,能够实现无需移动超声波器件而更加易于捕捉针尖的超声波器件。

[0020] 应用例四

[0021] 在上述应用例涉及的超声波器件中,优选的是,超声波器件还具备与被检体抵接的声部,声部具备与被检体抵接的平坦面部。

[0022] 根据上述的超声波器件,由于具备声部与被检体抵接的平坦面部,因此,在驱动超声波元件阵列的情况下,从呈阵列状形成的超声波元件射出的超声波通过声部而汇聚。由此,能够接收捕捉包含针尖在内的被检体内部的超声波回声。

[0023] 应用例五

[0024] 本应用例涉及的超声波探测器,其特征在于,具备:上述任一项的超声波器件;以及收纳部件,以使超声波器件的一部分露出的方式收纳超声波器件。

[0025] 根据上述的超声波探测器,通过将具备第一超声波元件阵列及第二超声波元件阵列的超声波器件收纳于收纳部件而构成超声波探测器,能够实现无需移动超声波探测器而易于捕捉针尖的超声波探测器。

[0026] 应用例六

[0027] 本应用例涉及的超声波图像装置,其特征在于,具备:上述的超声波探测器;处理装置,控制超声波探测器,并根据来自超声波探测器的输入信号而生成超声波元件阵列中的图像;以及显示装置,显示由处理装置生成的图像。

[0028] 根据上述的超声波图像装置,无需移动超声波探测器,通过驱动多个超声波元件阵列而能够在第二方向上生成多个图像,从而能够实现易于捕捉针尖的超声波图像装置。

附图说明

[0029] 图1是示出第一实施方式涉及的超声波图像装置的概略构成的立体图。

[0030] 图2是示出超声波探测器的概略构成的立体图。

[0031] 图3是示出超声波器件的概略构成的立体图。

- [0032] 图4是超声波图像装置的电路模块图。
- [0033] 图5是示出超声波元件的概略构成的平面图。
- [0034] 图6是示出超声波元件的概略构成的截面图。
- [0035] 图7是示出超声波元件阵列的概略构成的说明图。
- [0036] 图8A是示出驱动超声波元件阵列时得到的截面图像的示意图。
- [0037] 图8B是示出驱动超声波元件阵列时得到的截面图像的示意图。
- [0038] 图8C是示出驱动全部两个超声波元件阵列时得到的截面图像的示意图。
- [0039] 图9是示出进行穿刺时的穿刺针、血管、超声波探测器以及截面图像的位置关系的示意图。
- [0040] 图10是示意性示出穿刺动作时的穿刺针的状态的截面图像。
- [0041] 图11是示出第二实施方式涉及的超声波器件的概略构成的立体图。
- [0042] 附图标记说明
- [0043] 1、1A超声波器件;10超声波元件;10A超声波元件阵列;40声部;41平坦面部;50手臂;51皮肤表面;55血管;60穿刺针;70声部;71、72透镜;80收纳部件;100超声波探测器;110处理装置;118显示装置;120超声波图像装置;A与第一超声波元件阵列对应的超声波元件阵列;B与第二超声波元件阵列对应的超声波元件阵列;D1与第二方向对应的切片方向;D2与第一方向对应的扫描方向;CLa、CLb共用电极线;DLa、DLb驱动电极线;SA、SB、SC截面图像;VCOMa、VCOMb共用电压;VRa1~VRa12、VRb1~VRb12接收信号;VTa1~VTa12、VTb1~VTb12发送信号。

具体实施方式

[0044] 第一实施方式

[0045] 在本实施方式中,基于附图对超声波器件1、具备超声波器件1的超声波探测器100、以及作为具备超声波探测器100的电子设备的超声波图像装置120进行说明。此外,各附图中的各部件为了在各附图中为能够识别的大小,因此对于各部件改变比例尺而示出。

[0046] 图1是示出第一实施方式涉及的超声波图像装置120的概略构成的立体图。参照图1说明超声波图像装置120的构成。

[0047] 本实施方式的超声波图像装置120为使超声波探测器100紧贴于被检体的身体表面上等而保持,从超声波探测器100发送超声波,并接收从被检体内部反射的反射波(超声波回声),解析接收到的超声波回声的数据而作为图像显示的装置。手术者边确认该图像边进行穿刺动作等。

[0048] 超声波图像装置120具备超声波探测器100和处理装置101。另外,处理装置110包含操作部117、显示装置118等而构成。超声波探测器100和处理装置101通过具有可挠性的线缆140相互连接,发送和接收电信号。显示装置118显示由处理装置110处理而生成的图像(根据由超声波探测器100检测出的超声波回声的图像)。并且,操作部117由按键开关构成,将基于按键开关的操作的命令输出到处理装置110(后述的主控制部115)。

[0049] 图2是示出超声波探测器100的概略构成的立体图。详细而言,图2是从使超声波探测器100紧贴于身体表面上的一侧观察的立体图。图3是示出超声波器件1的概略构成的立体图。参照图2、图3说明超声波探测器100、超声波器件1的构成。

[0050] 如图2所示,本实施方式的超声波探测器100构成为具备超声波器件1、收纳部件80等。如图3所示,超声波器件1形成为大致矩形的平板状。收纳部件80也与超声波器件1同样地,形成为大致矩形的平板状。收纳部件80具有收纳部81,在使作为超声波器件1的一部分的声部40(平坦面部41)露出的状态下收纳超声波器件1。此外,当将收纳部81收纳超声波器件1时,在收纳部81的内侧面和超声波器件1的外侧面之间的间隙中夹持硅类的密封部件85,从而密封收纳部81和超声波器件1之间的间隙。在本实施方式中,收纳部件80使用合成树脂部件而形成。然而,并不限于此,也可以使用其它部件例如金属部件等。

[0051] 如图3所示,本实施方式的超声波器件1构成为以呈矩形状形成的超声波元件阵列10A(超声波元件10)为中心,包含声匹配层30、声部40以及背衬部20等。超声波器件1使由超声波元件10产生的超声波经由声匹配层30、声部40而入射到被检体。并且,超声波器件1接收由被检体内部反射的超声波的反射波(超声波回声),产生与回声的强弱对应的电压。

[0052] 声匹配层30减小超声波元件阵列10A和被检体的声阻抗之差,进行用于抑制超声波的反射而使超声波高效地入射至被检体内部的声匹配。

[0053] 如图2、图3所示,声部40具有作为外表面的一个面为平坦面的平坦面部41。声部40通过该平坦面部41使由超声波元件阵列10A射出的超声波的扩散汇聚。此外,本实施方式的超声波元件10由所谓的薄膜压电型超声波元件构成,该超声波元件10以阵列状配置而构成超声波元件阵列10A。在从这样的超声波元件阵列10A射出超声波的情况下,在声部40的与被检体接触的部分未由透镜构成而是如本实施方式这样由平坦面部41构成的情况下,从平坦面部41射出的超声波也具有在某个距离内汇聚的特性。

[0054] 背衬部20通过使从超声波元件阵列10A射出的无用的超声波衰减而提高图像中的距离分辨率。

[0055] 在本实施方式中,超声波元件阵列10A由两个超声波元件阵列构成。具体而言,超声波元件阵列10A由超声波元件阵列A和超声波元件阵列B构成。有关超声波元件阵列A和超声波元件阵列B的详细情况将于后述。

[0056] 如图2所示,规定平行于声部40的长度方向的扫描方向D2,并规定与声部40的长度方向正交且平行于形成有收纳部81的收纳部件80的面的切片方向D1。在该面内扫描方向D2和切片方向D1彼此正交。

[0057] 图4是超声波图像装置120的电路模块图。参照图4说明超声波图像装置120的电路构成。

[0058] 如上所述,超声波图像装置120具备超声波探测器100和处理装置110。超声波探测器100具备超声波器件1等。处理装置110具备:处理电路130、主控制部115、图像处理部116、操作部117、显示装置118等。

[0059] 处理电路130具备控制部131、发送电路132、接收电路133、选择电路134等。处理电路130进行超声波器件1的发送处理及接收处理。发送电路132在发送期间经由选择电路134向超声波器件1输出发送信号VT。具体而言,发送电路132基于控制部131的控制生成发送信号VT并输出至选择电路134。选择电路134基于控制部131的控制而输出来自发送电路132的发送信号VT。发送信号VT的频率及振幅电压可以由控制部131设定。

[0060] 接收电路133进行来自超声波器件1的接收信号VR的接收处理。具体而言,接收电路133在接收期间经由选择电路134而接收来自超声波器件1的接收信号VR,进行接收信号

的放大、增益设定、频率设定、A/D转换(模拟/数字转换)等的接收处理。接收处理的结果作为检测数据(检测信息)而最终地输出至图像处理部116。接收电路133例如可以由低噪声放大器、电压控制衰减器、可编程增益放大器、低通滤波器、A/D转换器等构成。

[0061] 控制部131控制发送电路132及接收电路133。具体而言,控制部131对于发送电路132进行发送信号VT的生成及输出处理的控制,对于接收电路133进行接收信号VR的频率设定或增益设定等的控制。

[0062] 选择电路134基于控制部131的控制,切换驱动的超声波元件阵列A、B,将发送信号VT输出至对应的超声波元件阵列A、B。此外,在本实施方式中,超声波器件1由于进行通过所谓的线性扫描方式的驱动,因此,选择电路134具有在规定的定时依次切换驱动的信道的功能。

[0063] 主控制部115对于超声波探测器100进行超声波的发送和接收控制,对于图像处理部116进行检测数据的图像处理等的控制。图像处理部116接收来自接收电路133的检测数据,进行必要的图像处理或显示用图像数据的生成等。操作部117基于用户进行的操作而向主控制部115输出所需的命令(指令)。在本实施方式中,操作部117由按键开关构成。显示装置118显示来自图像处理部116的显示用图像数据。在本实施方式中,显示装置118由液晶显示器构成。此外,既可以由处理电路130的控制部131进行主控制部115所进行控制的一部分,也可以由主控制部115进行控制部131所进行控制的一部分。

[0064] 图5是示出超声波元件10的概略构成的平面图。图6是示出超声波元件10的概略构成的截面图。此外,图6示出沿图5的D-D切断线的截面。参照图5、图6说明本实施方式的超声波元件10的构成。此外,本实施方式的超声波元件10由薄膜压电型超声波元件构成。

[0065] 如图5、图6所示,超声波元件10具有:底基板11、形成于底基板11的振动膜13、设置于振动膜13上的压电体部18。并且,压电体部18具有第一电极14、压电体层15、第二电极16。

[0066] 超声波元件10在硅等的底基板11上具有开口部12,具备覆盖并闭塞开口部12的振动膜13。开口部12通过从底基板11的背面(未形成有元件的面)侧通过反应离子刻蚀(RIE)等蚀刻形成。振动膜13例如通过氧化硅(SiO_2)层和氧化锆(ZrO_2)层的双层结构构成。在此,在底基板11为硅基板的情况下,氧化锆层能够通过热氧化处理在基板表面成膜。另外,氧化锆层在氧化硅层上例如通过溅镀等的方法成膜。在此,在例如使用锆钛酸铅(PZT)作为后述的压电体层15的情况下,氧化锆层是用于防止构成PZT的铅在氧化硅层上扩散的层。另外,氧化锆层也具有提高对于压电体层15的翘曲的挠曲效率等的效果。

[0067] 在振动膜13的上表面形成第一电极14,在第一电极14的上表面形成压电体层15,进一步,在压电体层15的上表面形成第二电极16。换言之,压电体部18构成为通过在第一电极14和第二电极16之间夹持压电体层15的构造。

[0068] 第一电极14由金属薄膜形成,在具备多个超声波元件10(压电体层15)的情况下,如图5所示,可以为向元件形成区域的外侧延长、与相邻的超声波元件10(压电体层15)相连接的布线。

[0069] 压电体层15例如通过PZT(锆钛酸铅)薄膜形成,以覆盖第一电极14的至少一部分的方式而设置。此外,压电体层15的材料不限于PZT,例如可以使用钛酸铅(PbTiO_3)、锆酸铅(PbZrO_3)、钛酸铅镧($(\text{Pb},\text{La})\text{TiO}_3$)等。

[0070] 第二电极16由金属薄膜形成,以覆盖压电体层15的至少一部分的方式而设置。在

该第二电极16具备多个超声波元件10(压电体层15)的情况下,如图5所示,可以为向元件形成区域的外侧延长、与相邻的超声波元件10(压电体层15)相连接的布线。

[0071] 此外,如图6所示,具备覆盖超声波元件10、防止从外部的透湿的防湿层19。该防湿层19由铝等的材料形成,设置于超声波元件10的整个面或者一部分。此外,防湿层19可以根据使用的状态或环境而适当设置,也可以为不设置防湿层19的构造。

[0072] 压电体层15通过在第一电极14和第二电极16之间施加电压而在面内方向伸缩。从而,当将电压施加于压电体层15时,例如,在开口部12侧产生凸的挠曲而使振动膜13挠曲。通过将交流电压施加于压电体层15,振动膜13相对于膜厚方向振动,通过该振动膜13的振动,超声波从开口部12射出。并且,超声波也射出至开口部12的相反侧(元件形成侧)。此外,本实施方式的超声波器件1将射出至开口部12的相反侧(元件形成侧)的超声波射出至被检体。

[0073] 超声波元件10也作为对射出的超声波被对象物反射回的超声波回声进行接收的接收元件而动作。通过超声波回声,振动膜13振动,通过该振动而向压电体层15施加应力,在第一电极14和第二电极16之间产生电压。能够将该电压作为接收信号而取出。

[0074] 图7是示出超声波元件阵列10A的概略构成的说明图。参照图7对以阵列状配置上述超声波元件10的超声波元件阵列10A进行说明。

[0075] 超声波元件阵列10A以阵列状配置多个超声波元件10而构成。多个超声波元件10以m行n列的矩阵状配置。在图7中,作为一个例子,超声波元件阵列10A形成沿切片方向D1配置8行、沿扫描方向D2配置12列的构成。以图7所示的超声波元件阵列10A为基础说明本实施方式。

[0076] 本实施方式的超声波元件阵列10A由与第一超声波元件阵列对应的超声波元件阵列A和与第二超声波元件阵列对应的超声波元件阵列B构成。因此,在本实施方式中,超声波元件阵列10A由两个超声波元件阵列A、B构成。超声波元件阵列A及超声波元件阵列B均为构成一个信道(后述的由驱动电极线DL所连接的超声波元件10)的超声波元件10沿第一方向(在本实施方式中与扫描方向D2对应)排列。并且,超声波元件阵列B配置为相对于超声波元件阵列A向与第一方向交叉(在本实施方式中为大致正交)的第二方向(在本实施方式中与切片方向D1对应)位移。

[0077] 具体而言,相对于8行12列构成的超声波元件阵列10A,超声波元件阵列A和超声波元件阵列B均以4行12列的区域构成。换言之,本实施方式的超声波元件阵列A和超声波元件阵列B以在切片方向D1上将超声波元件阵列10A一分为二的状态构成。

[0078] 此外,超声波元件10的配置不限于8行12列的矩阵配置。另外,超声波元件阵列A和超声波元件阵列B不限于4行12列的构成。

[0079] 超声波元件阵列10A除了超声波元件10之外,还包含驱动电极线DLa、DLb、共用电极线CLa、CLb而构成。并且,超声波元件阵列A包含超声波元件10、驱动电极线DLa、共用电极线CLa而构成。超声波元件阵列B包含超声波元件10、驱动电极线DLb、共用电极线CLb而构成。

[0080] 超声波元件阵列A、B通过分别驱动超声波元件阵列A、B而分别发送和接收超声波,并且能够通过驱动全部超声波元件阵列A、B而发送和接收超声波。此外,在本实施方式中,由于通过两个超声波元件阵列A、B构成,因此,驱动全部超声波元件阵列A、B也可以说是组

合驱动超声波元件阵列A、B。

[0081] 在超声波元件阵列A中,驱动电极线DL_a分别沿切片方向D1布线。将各个驱动电极线DL_a作为驱动电极线DL_{a1}~驱动电极线DL_{a12}。此外,各信道由通过各个驱动电极线DL_a连接的一连串的超声波元件10构成。在射出超声波的发送期间,构成处理装置110的处理电路130所输出的发送信号VT_{a1}~VT_{a12}经由驱动电极线DL_{a1}~DL_{a12}而供给至各超声波元件10。并且,在接收超声波的回声信号的接收期间,来自超声波元件10的接收信号VR_{a1}~VR_{a12}经由驱动电极线DL_{a1}~DL_{a12}而输出至处理电路130。

[0082] 在超声波元件阵列A中,共用电极线CL_a分别沿扫描方向D2布线。将各个共用电极线CL_a作为共用电极线CL_{a1}~CL_{a4}。共用电压VCOM_a供给至共用电极线CL_{a1}~CL_{a4}。该共用电压VCOM_a为一定的直流电压即可,可以不为0V即接地电位(接地电位)。

[0083] 并且,在超声波元件阵列B中,与超声波元件阵列A大致同样地、大致对称地布线。详细而言,在超声波元件阵列B中,驱动电极线DL_b分别沿切片方向D1布线。将各个驱动电极线DL_b作为驱动电极线DL_{b1}~驱动电极线DL_{b12}。此外,与超声波元件阵列A同样地,各信道由通过各个驱动电极线DL_b连接的一连串的超声波元件10构成。在射出超声波的发送期间,构成处理装置110的处理电路130所输出的发送信号VT_{b1}~VT_{b12}经由驱动电极线DL_{b1}~DL_{b12}而供给至各超声波元件10。并且,在接收超声波的回声信号的接收期间,来自超声波元件10的接收信号VR_{b1}~VR_{b12}经由驱动电极线DL_{b1}~DL_{b12}而输出至处理电路130。

[0084] 在超声波元件阵列B中,共用电极线CL_b分别沿扫描方向D2布线。将各个共用电极线CL_b作为共用电极线CL_{b1}~CL_{b4}。共用电压VCOM_b供给至共用电极线CL_{b1}~CL_{b4}。该共用电压VCOM_b为一定的直流电压即可,可以不为0V即接地电位(接地电位)。

[0085] 在发送期间,发送信号电压和共用电压之差的电压施加于各超声波元件10,射出规定的频率的超声波。在本实施方式中,施加于超声波元件10的电压(驱动电压)例如峰峰值为10V~30V,频率例如为1MHz~10MHz。

[0086] 图8A是示出驱动超声波元件阵列A时得到的截面图像SA的示意图。图8B是示出驱动超声波元件阵列B时得到的截面图像SB的示意图。图8C是示出驱动全部两个超声波元件阵列A、B时得到的截面图像SC的示意图。参照图8A~图8C,说明超声波元件阵列和截面图像的关系。此外,截面图像SA、SB、SC作为示意图而示出。

[0087] 如上所述,本实施方式的超声波图像装置120对于超声波器件1(超声波元件阵列10A)能够进行三种方式的驱动,即,对于单个超声波元件阵列A、B的驱动、以及对于全部超声波元件阵列A、B的驱动。并且,超声波图像装置120通过驱动超声波元件阵列A、B,能够生成三个截面图像SA、SB、SC。并且,本实施方式的超声波图像装置120在切片方向D1(第二方向)上生成作为二维图像的B模式显示用的图像的截面图像SA、SB、SC。此外,在生成二维图像的情况下,与图像的进深方向对应的是切片方向D1(第二方向),与图像的左右方向对应的是扫描方向D2(第一方向)。

[0088] 如图8A所示,在驱动超声波元件阵列A的超声波元件10的情况下,在发送期间,从超声波元件阵列A射出超声波,入射至抵接的被检体内部。并且,在接收期间,由被检体内部反射的超声波作为回声信号入射至超声波元件阵列A。通过处理装置110将该入射的回声信号作为截面图像SA而生成。由此,作为驱动超声波元件阵列A时的截面图像SA,能够得到相对于在超声波元件阵列A的切片方向D1的中心线的正下方向的截面图像。

[0089] 如图8B所示,在驱动超声波元件阵列B的超声波元件10的情况下,也与驱动超声波元件阵列A的情况同样地,在发送期间,从超声波元件阵列B射出超声波,入射至抵接的被检体内部。并且,在接收期间,由被检体内部反射的超声波作为回声信号入射至超声波元件阵列B,通过处理装置110将该入射的回声信号作为截面图像SB而生成。因此,作为驱动超声波元件阵列B时的截面图像SB,能够得到相对于在超声波元件阵列B的切片方向D1的中心线的正下方向的截面图像。

[0090] 如图8C所示,在驱动超声波元件阵列A、B的超声波元件10的情况下,在发送期间,从超声波元件阵列A、B射出超声波,入射至抵接的被检体内部。并且,在接收期间,由被检体内部反射的超声波作为回声信号入射至超声波元件阵列A、B。通过处理装置110将该入射的回声信号作为截面图像SC而生成。因此,作为驱动全部超声波元件阵列A、B时的截面图像SC,能够得到相对于在将超声波元件阵列A、B合并的切片方向D1的中心线的正下方向的截面图像。

[0091] 图9是示出进行穿刺时的穿刺针60、血管55、超声波探测器100以及截面图像SA、SB、SC的位置关系的示意图。图10是示意性示出穿刺动作时的穿刺针66的状态的截面图像SA、SB、SC。此外,图10所示的截面图像SA、SB、SC作为影像图而图示。此外,在图10中,截面图像SA、SB、SC,作为一个例子而示出显示于超声波图像装置120的显示装置118的状态。参照图9、图10,概略说明手术者使用超声波图像装置120(超声波探测器100)进行穿刺情况的步骤。

[0092] 此后,作为一个例子说明使用本实施方式的超声波图像装置120对于作为被检体的手臂50的血管55进行穿刺的情况。

[0093] 如图9所示,为了将穿刺的血管55的截面作为图像而取得,首先将超声波探测器100设置于手臂50的皮肤表面51。详细而言,为了将穿刺的血管55的截面作为图像而取得,以扫描方向D2大致垂直方向血管55延伸的方向的方式而设置超声波探测器100。换言之,以切片方向D1大致平行于血管55延伸的方向的方式而设置。并且,在作为要穿刺的血管55的位置(穿刺位置)的上部的皮肤表面51的大概位置涂覆超声波用的凝胶并设置超声波探测器100。

[0094] 设置后使超声波图像装置120动作。在本实施方式中,超声波图像装置120依次驱动超声波元件阵列A、超声波元件阵列B以及超声波元件阵列A、B。由此,在切片方向D1(第二方向)上得到截面图像SA、SB、SC。

[0095] 通过超声波图像装置120的动作而得到的截面图像,如图9所示,其位置关系为:从开始穿刺的位置(超声波探测器100的前端侧)沿着切片方向D1,首先驱动超声波元件阵列A而得到的截面图像SA、接着驱动全部超声波元件阵列A、B而得到的截面图像SB、然后驱动超声波元件阵列B而得到的截面图像SB。

[0096] 此外,如上所述,图10示出得到的截面图像SA、SC、SB显示于超声波图像装置120的显示装置118的状态。在本实施方式中,得到的截面图像从显示装置118的下侧向上侧以截面图像SA、截面图像SC、截面图像SB的顺序显示。此外,显示的顺序可以由用户设定。

[0097] 如图9所示,手术者从超声波探测器100的前端侧(超声波元件阵列A侧)的皮肤表面51开始朝向手臂50内部的血管55沿切片方向D1开始穿刺针60的穿刺。此时,手术者朝向超声波探测器100下方的预想的穿刺位置开始穿刺。

[0098] 在此,手术者开始穿刺针60的穿刺并使穿刺针60前进的情况下,当穿刺针60位于形成有截面图像SA的截面位置时,如图10所示,通过来自穿刺针60的超声波回声,穿刺针60被显示于截面图像SA。当手术者使穿刺针进一步前进、穿刺针60位于形成有截面图像SC的截面位置时,同样地,穿刺针60被显示于截面图像SC。当手术者使穿刺针进一步前进、穿刺针60位于形成有截面图像SB的截面位置时,同样地,穿刺针60被显示于截面图像SB。

[0099] 在此,在图10所示的截面图像SB为穿刺针60的针尖所显示的瞬间的图像的情况下,穿刺针60的针尖抵接于血管55而示出按压血管55的状态。这种情况下,通过从该状态稍微推进穿刺,从而穿刺针60的针尖插入血管55内部而成为完成穿刺针60的穿刺的状态。

[0100] 如上所述,将超声波图像装置120设置于皮肤表面51之后,手术者边确认针尖显示到哪个截面图像边在切片方向D1上进行穿刺,从而能够使针尖不从视野中消失而可靠、安全地进行穿刺。

[0101] 根据上述的实施方式能够获得以下的效果。

[0102] 在本实施方式的超声波器件1中,超声波元件阵列10A由两个超声波元件阵列A、B构成。此外,超声波元件阵列A对应于构成一个信道的超声波元件10在第一方向(在本实施方式中与扫描方向D2对应)上排列的第一超声波元件阵列。此外,超声波元件阵列B对应于构成一个信道的超声波元件10在第一方向上排列的第二超声波元件阵列。此外,第二超声波元件阵列配置为相对于第一超声波元件阵列向与第一方向交叉的第二方向(在本实施方式中,与切片方向D1对应)位移。并且,除了分别驱动超声波元件阵列A、B以外,还驱动全部超声波元件阵列A、B,从而能够发送和接收超声波。由此,在第二方向(切片方向D1)上能够接收用于生成三个截面图像SA、SB、SC的超声波回声。由此,能够通过最简单的结构而实现易于捕捉穿刺针60的针尖的超声波器件1。

[0103] 根据本实施方式的超声波探测器100,通过将具备两个超声波元件阵列A、B的超声波器件1收纳于收纳部件80而构成超声波探测器100,能够无需移动超声波探测器100而实现易于捕捉针尖的超声波探测器100。

[0104] 根据本实施方式的超声波图像装置120,驱动两个超声波元件阵列A、B而在第二方向(切片方向D1)上生成三个截面图像SA、SB、SC。由此,能够无需移动超声波探测器100而实现易于捕捉针尖的超声波图像装置120。此外,手术者通过使用上述构成的超声波图像装置120,能够使针尖不从视野中消失而可靠、安全地进行穿刺。

[0105] 本实施方式的超声波器件1、超声波探测器100以及超声波图像装置120,能够优选地用于神经阻滞疗法、生物体检查(活组织检查)、RFA(射频消融治疗)、采血、颈动脉回声检查等。

[0106] 第二实施方式

[0107] 图11是示出第二实施方式涉及的超声波器件1A的概略构成的立体图。参照图11对于本实施方式的超声波器件1A的构成及动作进行说明。

[0108] 本实施方式的超声波器件1A与第一实施方式的超声波器件1相比,其声部70的构成不同。其它的构成与第一实施方式的超声波器件1同样地构成。对于与第一实施方式同样的构成部标注同样的符号。

[0109] 本实施方式的声部70构成为将第一实施方式的声部40置换为两个凸状的透镜。使这两个透镜为透镜71、72。因此,声部70具备透镜71、72而构成。此外,透镜71与超声波元件

阵列A对应地形成,透镜72与超声波元件阵列B对应地形成。透镜71、72形成为凸状的部分的圆柱面形状,沿扫描方向D2延伸而形成。此外透镜71、72的曲率根据超声波的焦点位置而设定。

[0110] 代替第一实施方式的超声波器件1,具备本实施方式的超声波器件1A而构成的超声波图像装置120,仅进行超声波元件阵列A、B的驱动。因此,在本实施方式的超声波图像装置120中是不驱动全部超声波元件阵列A、B的方案。

[0111] 通过使用本实施方式的超声波图像装置120而驱动超声波器件1A,能够得到与超声波元件阵列A对应的截面图像(在第一实施方式中与截面图像SA对应)和与超声波元件阵列B对应的截面图像(在第一实施方式中与截面图像SB对应)的两个截面图像。

[0112] 根据上述的实施方式,除了同样地发挥除了驱动第一实施方式的全部超声波元件阵列A、B的情况之外的效果之外,还发挥以下的效果。

[0113] 根据本实施方式的超声波器件1A,与超声波元件阵列A、B对应地在声部70构成透镜71、72。由此,能够使由超声波元件阵列A射出的超声波的扩散与第一实施方式相比更为汇聚,能够提高超声波元件阵列A的分辨率。在超声波元件阵列B中也是同样。从而,能够使显示于超声波图像装置120的显示装置118的截面图像的分辨率与第一实施方式相比更加提高。

[0114] 此外,不限于上述的实施方式,在不脱离其主旨的范围内能够施加各种变更或改良等而实施。变形例如下所述。

[0115] 第一实施方式的超声波元件阵列10A通过作为第一超声波元件阵列的超声波元件阵列A和作为第二超声波元件阵列的超声波元件阵列B构成。具体而言,超声波元件阵列10A通过两个超声波元件阵列A、B构成。然而,并不限于此,超声波元件阵列10A也可以通过保持第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列的关系而构成的三个以上的超声波元件阵列构成。由此,超声波器件1及超声波探测器100对于通过三个以上构成的超声波元件阵列,可以除了驱动单个超声波元件阵列以外,还组合驱动超声波元件阵列来发送和接收超声波。由此,超声波图像装置120能够在第二方向上生成比第一实施方式的截面图像的数量多的截面图像,因此,能够无需移动超声波器件1而易于捕捉针尖。这在第二实施方式中也是同样。

[0116] 此外,所谓组合驱动超声波元件阵列包括:在多个超声波元件中,组合驱动相邻的两个超声波元件阵列、组合相邻的三个以上的超声波元件阵列而驱动、组合驱动不相邻的超声波元件阵列等。总之,可以组合驱动有效的超声波元件阵列,以使得到所需的容易捕捉针尖的截面图像。

[0117] 第一实施方式的超声波图像装置120生成三个截面图像SA、SB、SC。但是,在不需要三个截面图像的情况下,通过操作部117的操作,也可以驱动必要的超声波元件阵列A、B而得到希望的截面图像。

[0118] 第二实施方式的超声波图像装置120与两个超声波元件阵列A、B对应地在声部70具备两个透镜71、72。但是,在超声波元件阵列由三个以上构成的情况下,也可以与超声波元件阵列的数量对应地构成透镜。这种情况下,可以仅驱动单个超声波元件阵列而不组合驱动超声波元件阵列。

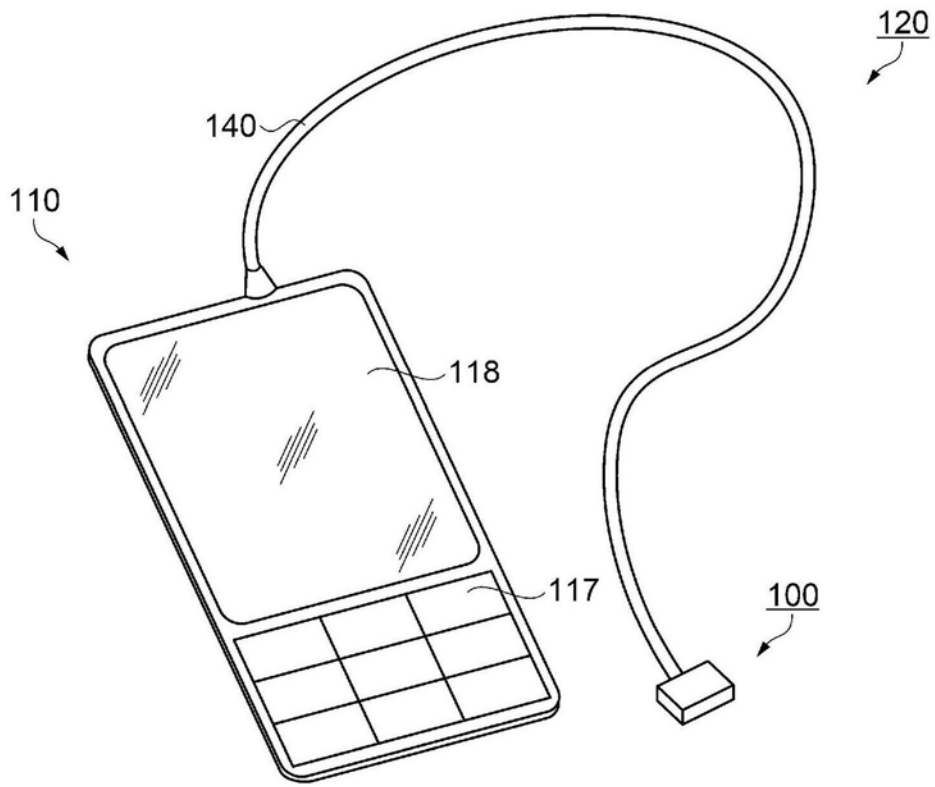


图1

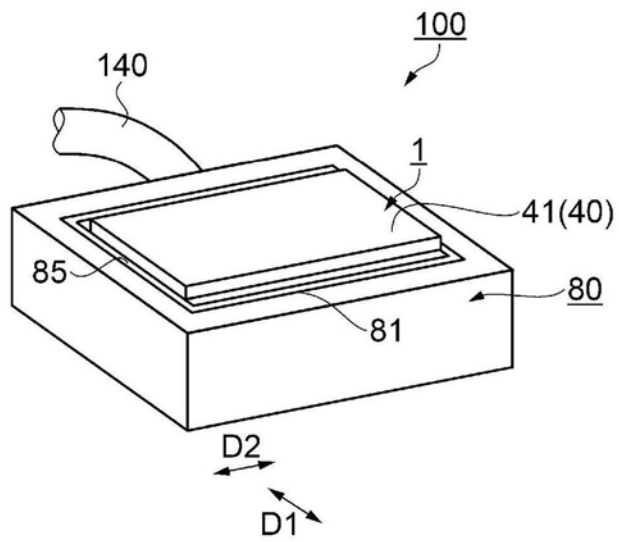


图2

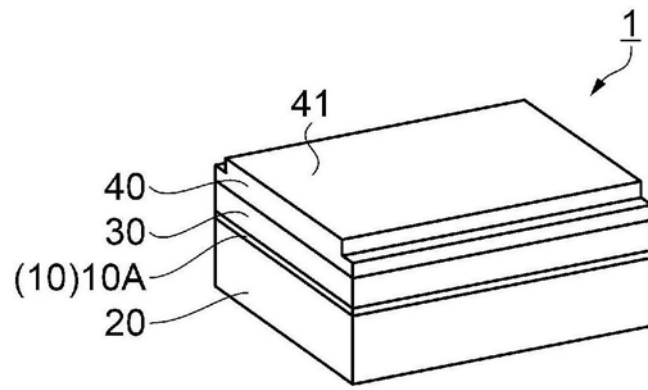


图3

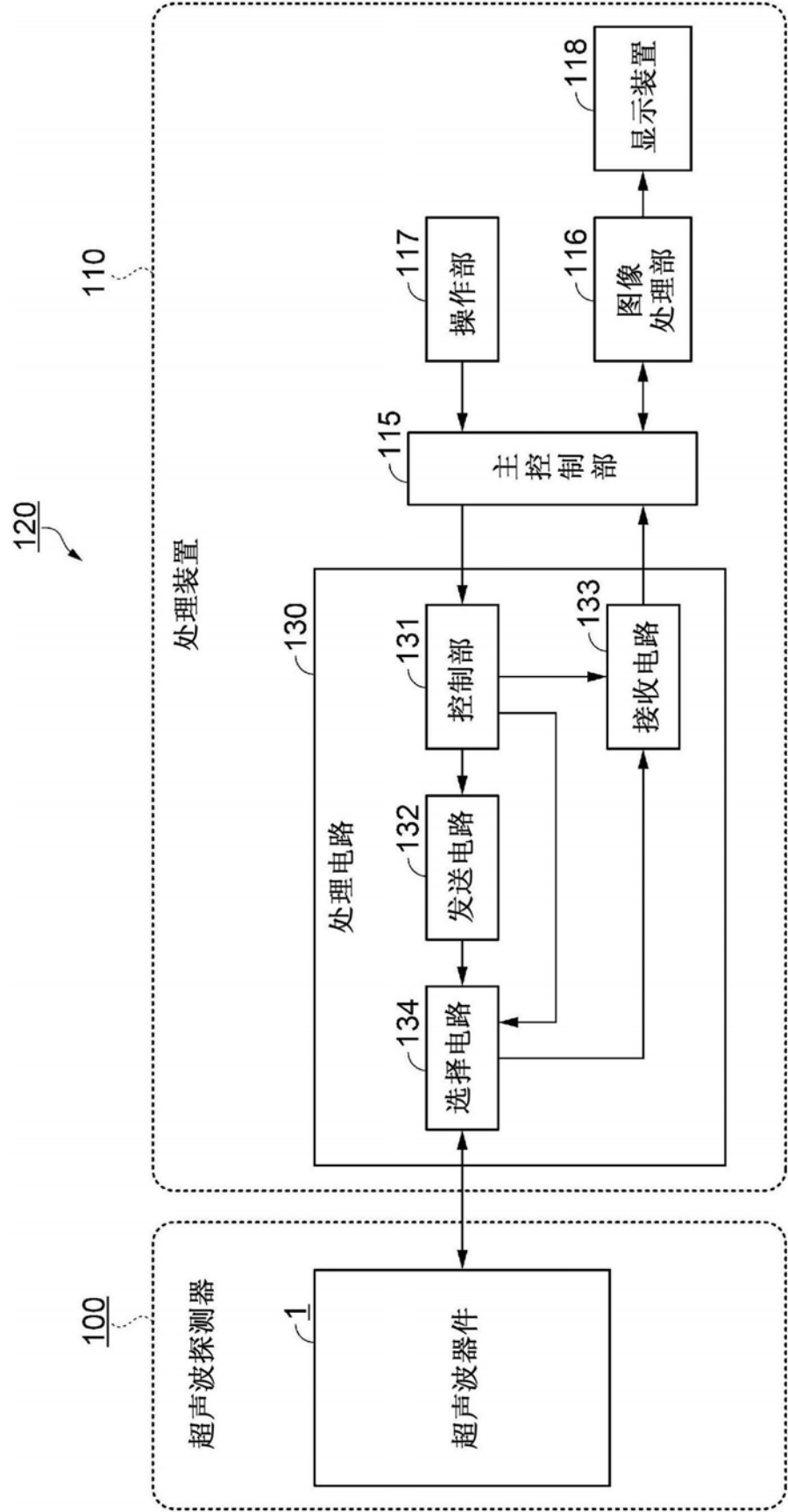


图4

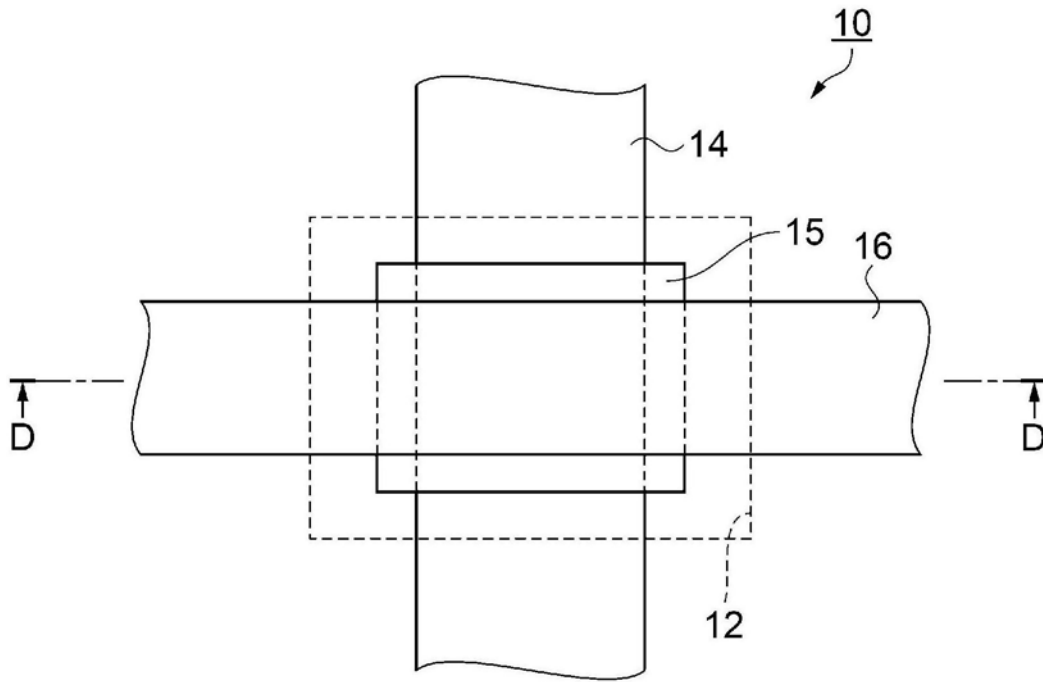


图5

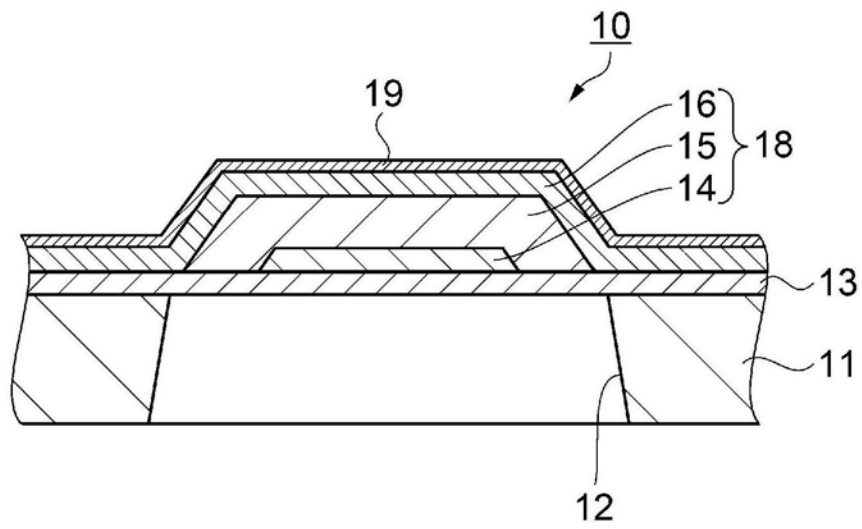


图6

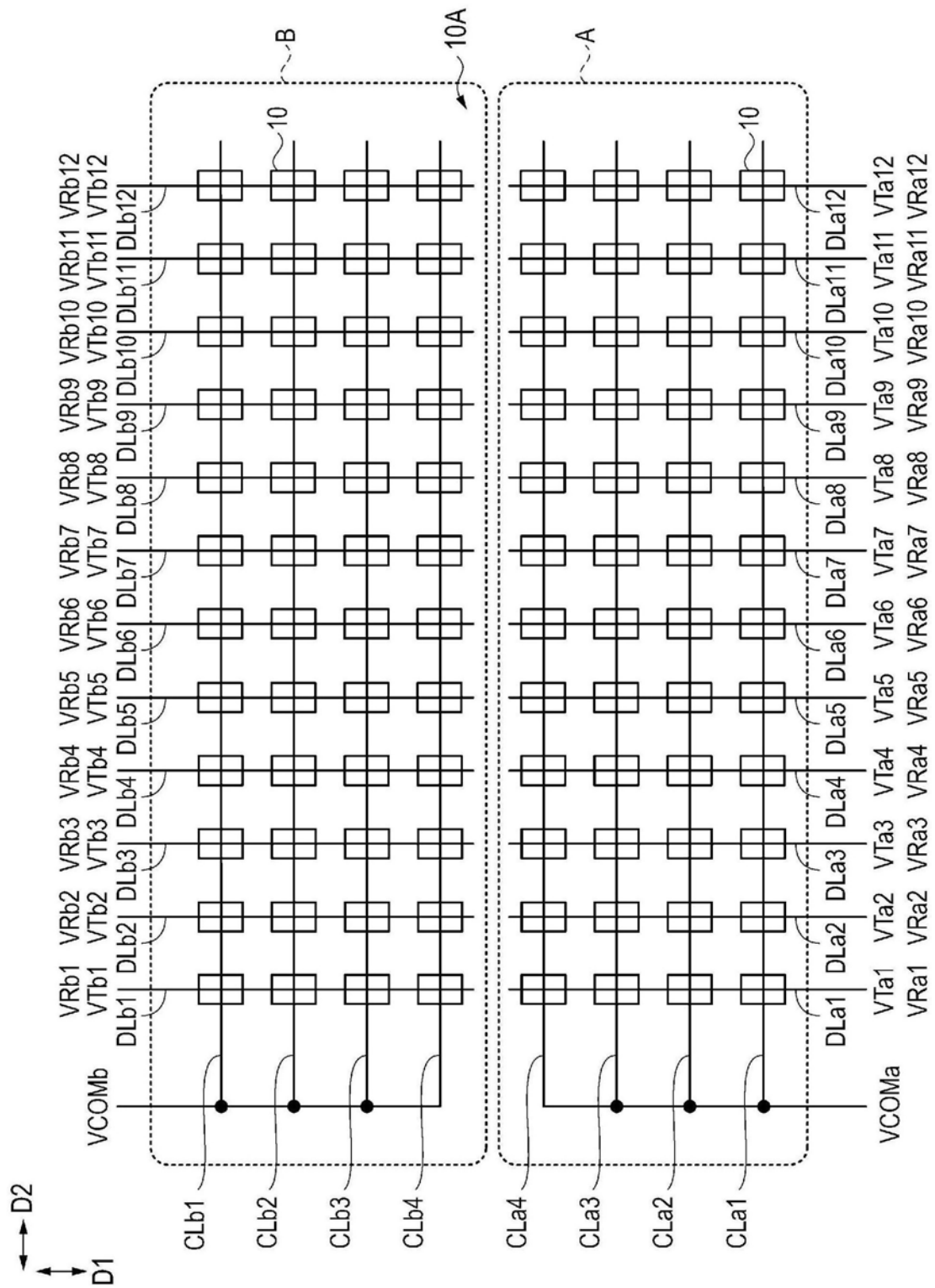


图7

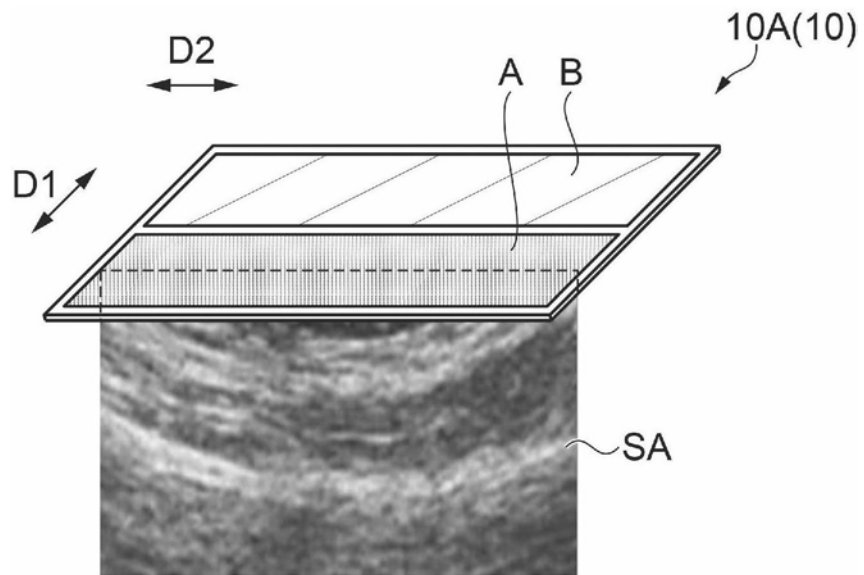


图8A

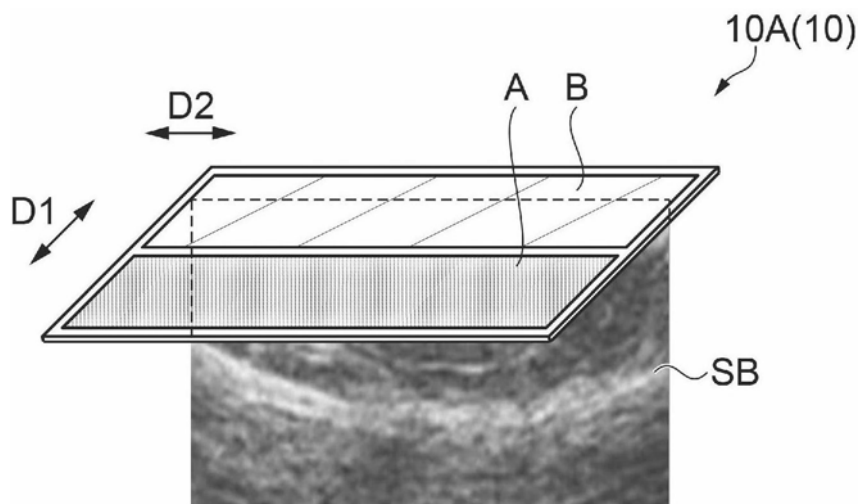


图8B

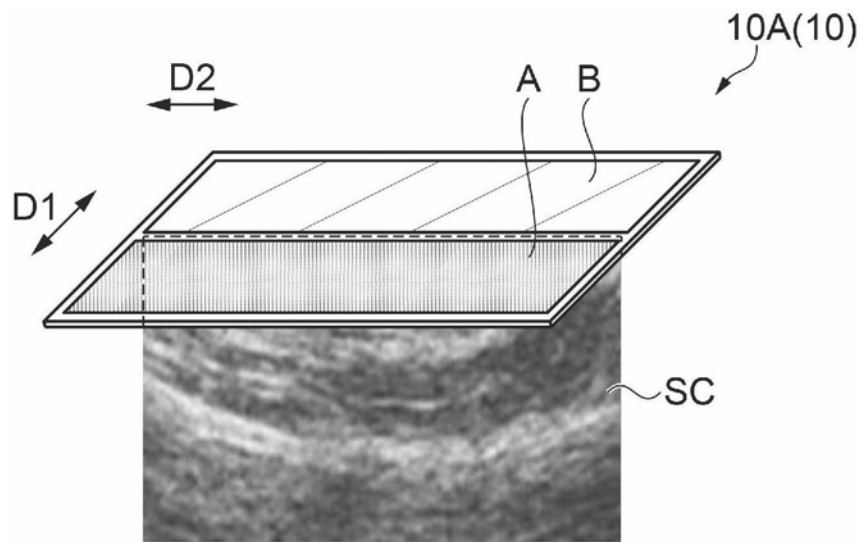


图8C

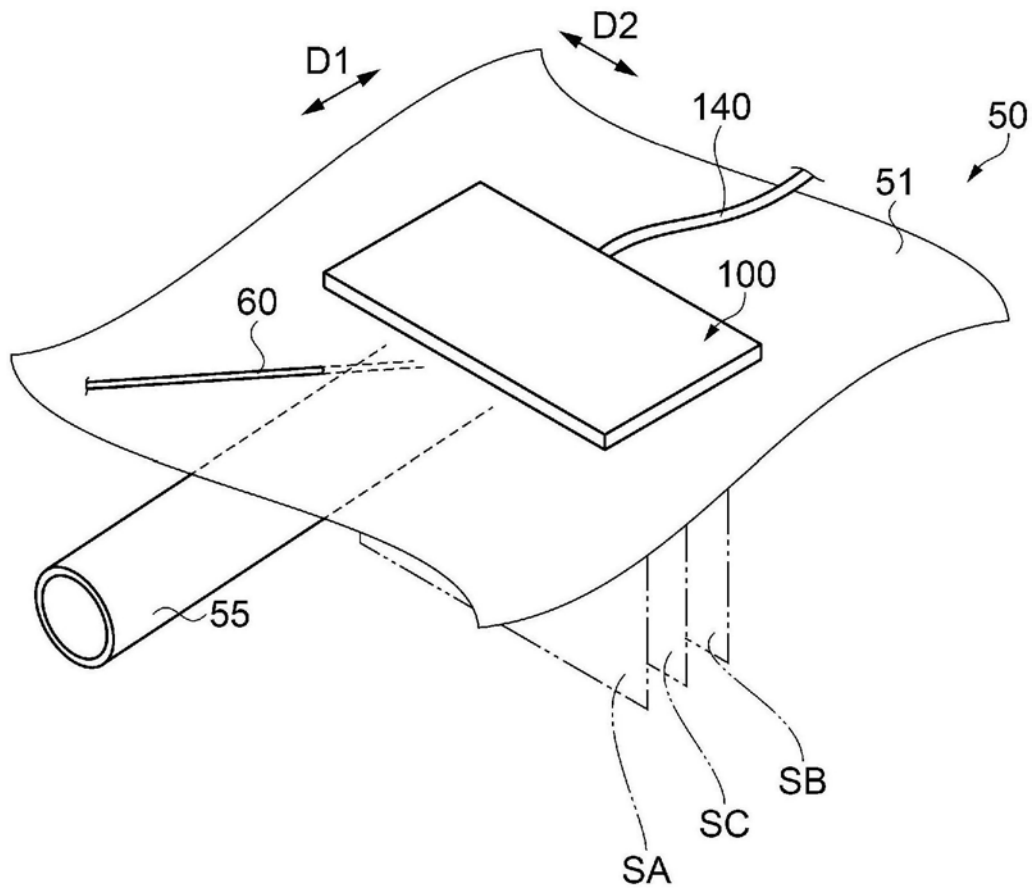


图9

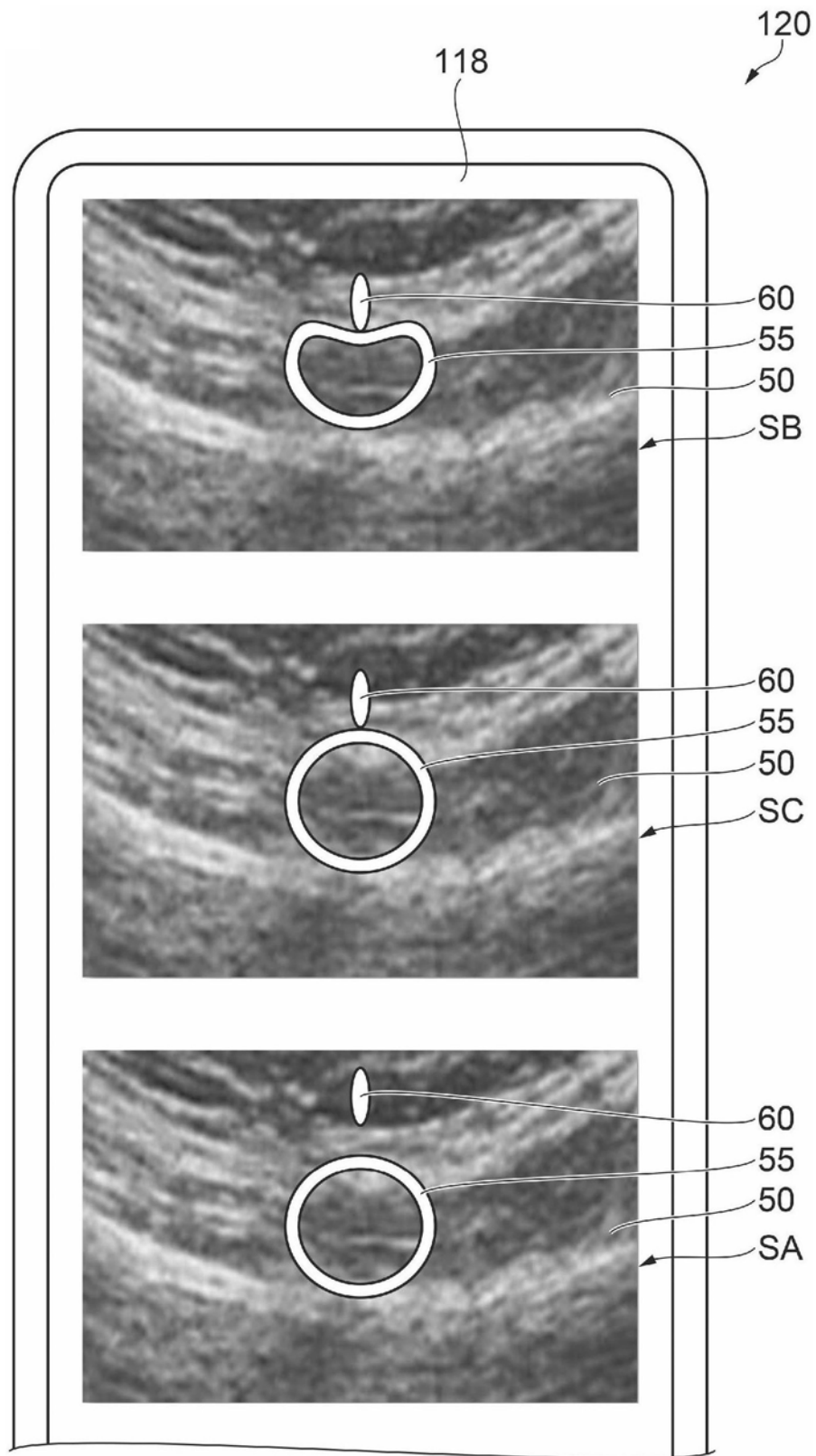


图10

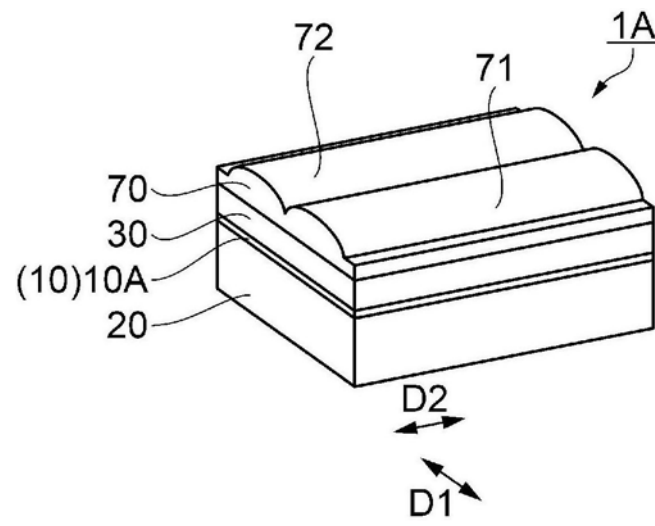


图11