



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105611880 A

(43) 申请公布日 2016.05.25

(21) 申请号 201480055565.8

A61B 8/14(2006.01)

(22) 申请日 2014.07.02

G01S 15/89(2006.01)

(30) 优先权数据

10-2013-0120188 2013. 10. 08 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 04. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2014/005876 2014. 07. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/053461 EN 2015. 04. 16

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 柳载永 金暎焕 李齐营 郑横绿

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 曾世骁 苏银虹

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

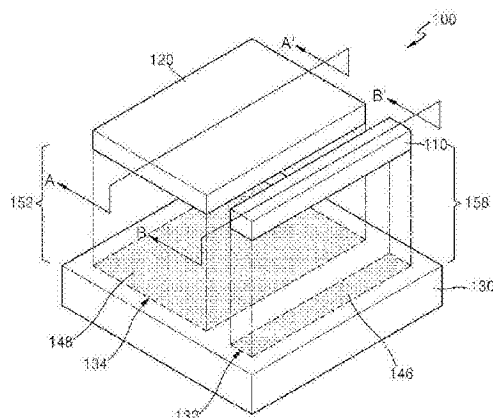
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

超声探头及包括超声探头的医疗设备

(57) 摘要

一种超声探头,包括:对对象进行激励使得特定波被诱导的激励单元,接收特定波和包括与特定波有关的信息的超声中的至少一项的转换单元,以及包括第一电路单元和第二电路单元的电路板,其中,第一电路单元对激励单元进行驱动,第二电路单元从转换单元接收与超声相应的电信号。



1. 一种超声探头,包括:
激励单元,对对象进行激励,使得特定波被诱导;
转换单元,接收特定波和包括与特定波有关的信息的超声中的至少一项;
电路板,包括对激励单元进行驱动的第一电路单元以及从转换单元接收与特定波和超声中的至少一项相应的电信号的第二电路单元。
2. 如权利要求1所述的超声探头,其中,特定波包括声波和剪切波中的至少一项。
3. 如权利要求1所述的超声探头,其中,与特定波有关的信息包括特定波的位移、速度和强度中的至少一项。
4. 如权利要求1所述的超声探头,其中,激励单元和转换单元与第一电路单元和第二电路单元的布置相应地被布置,其中,优选地,激励单元被布置在第一电路单元的上表面上,转换单元被布置在第二电路单元的上表面上。
5. 如权利要求1所述的超声探头,其中,第一电路单元和第二电路单元中的至少一项包括应用专用集成电路(ASIC)。
6. 如权利要求1所述的超声探头,其中,激励单元提供被配置为从对象诱导声波的光,其中,优选地,所述光包括脉冲激光,或者激励单元包括激光二极管。
7. 如权利要求1所述的超声探头,其中,第二电路单元包括对转换单元进行驱动的驱动电路。
8. 如权利要求1所述的超声探头,其中,激励单元包括彼此分离地布置的第一激励单元和第二激励单元,其中,转换单元介于第一激励单元和第二激励单元之间,并且第一电路单元包括对第一激励单元进行驱动的第一子电路单元和对第二激励单元进行驱动的第二子电路单元。
9. 如权利要求8所述的超声探头,其中,第一子电路单元和第二子电路单元分别独立地对第一激励单元和第二激励单元进行驱动。
10. 如权利要求8所述的超声探头,其中,第一激励单元和第二激励单元提供被配置为从对象诱导剪切波的压力波,其中,优选地,压力波包括超声。
11. 如权利要求8所述的超声探头,其中,第一激励单元和第二激励单元中的每个激励单元包括将电信号转换为超声的第二转换元件,或者其中,第一激励单元和第二激励单元中的一个激励单元提供光,第一激励单元和第二激励单元中的另一个激励单元提供压力波。
12. 如权利要求8所述的超声探头,其中,激励单元还包括彼此分离地布置的第三激励单元和第四激励单元,其中,转换单元介于第三激励单元和第四激励单元之间,
第一电路单元还包括对第三激励单元进行驱动的第三子电路单元和对第四激励单元进行驱动的第二子电路单元。
13. 如权利要求12所述的超声探头,其中,第一激励单元和第二激励单元中的至少一个激励单元与第三激励单元和第四激励单元中的至少一个激励单元一起被布置为二维(2D)阵列。
14. 如权利要求12所述的超声探头,其中,第一激励单元和第二激励单元提供第一激励物,第三激励单元和第四激励单元提供第二激励物。
15. 一种超声诊断设备,包括:

权利要求1所述的超声探头;以及
信号处理器,处理从超声探头接收到的信号以产生图像。

超声探头及包括超声探头的医疗设备

技术领域

[0001] 一个或多个示例性实施例涉及一种超声探头和一种包括超声探头的医疗设备。

背景技术

[0002] 超声诊断设备将超声发送到活体(例如,人或动物)的对象,检测从对象反射的回声信号,显示活体的一个或多个组织的断层图像,并且提供用于诊断的信息。

[0003] 超声诊断装置包括用于将超声发送到对象并从对象接收回声信号的超声探头。

发明内容

[0004] 技术问题

[0005] 然而,在一些情况下,由于相关技术的超声图像可具有低分辨率,因此难以准确地查明组织的机械特征等。

[0006] 技术方案

[0007] 示例性实施例至少解决上述问题和/或缺点以及上文未描述的其它缺点。此外,示例性实施例未被要求克服上述缺点,并且可不克服上述问题中的任何问题。

[0008] 一个或多个示例性实施例包括能够激励对象并获取针对被激励的对象的图像的超声探头。

[0009] 根据一个或多个示例性实施例,一种超声探头,包括激励单元,激励对象,使得特定波被诱导;转换单元,接收以下项中的至少一项:所述特定波和包括与所述特定波有关的信息的超声;电路板,包括驱动激励单元的第一电路单元和从转换单元接收与以下项中的至少一项相应的电信号的第二电路单元:所述特定波和超声。

[0010] 所述特定波可包括声波和剪切波中的至少一项。

[0011] 与所述特定波有关的信息可包括所述特定波的位移、速度和强度中的至少一项。

[0012] 激励单元和转换单元的布置与第一电路单元和第二电路单元的布置相应。

[0013] 激励单元可被布置在第一电路单元的上表面上,转换单元可被布置在第二电路单元的上表面上。

[0014] 转换单元可包括将超声转换为电信号或将电信号转换为超声的多个第一转换元件,所述多个第一转换元件可被二维地布置。

[0015] 第一电路单元和第二电路单元中的至少一项可包括应用专用集成电路(ASIC)。

[0016] 激励单元可提供用于从对象诱导声波的光。

[0017] 所述光可包括脉冲激光。

[0018] 激励单元可包括激光二极管。

[0019] 第二电路单元还可包括驱动转换单元的驱动电路。

[0020] 激励单元可包括彼此分离地布置的第一激励单元和第二激励单元,其中,转换单元介于第一激励单元和第二激励单元之间,并且第一电路单元可包括驱动第一激励单元的第一子电路单元和驱动第二激励单元的第二子电路单元。

- [0021] 第一子电路单元和第二子电路单元可分别独立地驱动第一激励单元和第二激励单元。
- [0022] 第一激励单元和第二激励单元可提供用于从对象诱导剪切波的压力波。
- [0023] 所述压力波可包括超声。
- [0024] 由第一激励单元发送的超声的频率可与由第二激励单元发送的超声的频率不同。
- [0025] 第一激励单元和第二激励单元中的每个激励单元可包括将电信号转换为超声的第二转换元件。
- [0026] 在第一激励单元和第二激励单元中的每个激励单元中,多个第二转换元件可被一维地布置。
- [0027] 第一激励单元和第二激励单元中的一个激励单元可提供光,另一个激励单元可提供压力波。
- [0028] 激励单元还可包括彼此分离地布置的第三激励单元和第四激励单元,其中,转换单元介于第三激励单元和第四激励单元之间,第一电路单元还可包括驱动第三激励单元的第三子电路单元和驱动第四激励单元的第四子电路单元。
- [0029] 第一激励单元和第二激励单元中的至少一个激励单元可与第三激励单元和第四激励单元中的至少一个激励单元一起以二维的方式被布置。
- [0030] 第一激励单元和第二激励单元可提供第一激励物,第三激励单元和第四激励单元可提供第二激励物。
- [0031] 根据一个或更多个示例性实施例,一种医疗设备,包括:上述超声探头;信号处理器,处理从超声探头接收到的信号以产生图像。
- [0032] 所述医疗设备还可包括:显示器,显示图像。

附图说明

- [0033] 上述和/或其它方面将通过参照附图描述特定示例性实施例而更加清楚,在附图中:
- [0034] 图1是根据示例性实施例的超声探头的示意图;
- [0035] 图2A和图2B示出根据示例性实施例的图1的超声探头的成像部;
- [0036] 图3、图4、图5、图6和图7示出根据示例性实施例的超声探头的转换单元的示例;
- [0037] 图8是根据示例性实施例的超声探头的第二电路单元的框图;
- [0038] 图9示出根据示例性实施例的激励部;
- [0039] 图10示出根据示例性实施例的激励部;
- [0040] 图11、图12和图13是根据示例性实施例的具有多个激励部的超声探头的示意性透视图;
- [0041] 图14是根据示例性实施例的包括超声探头的医疗设备的框图;
- [0042] 图15和图16是根据示例性实施例的医疗设备的框图。

具体实施方式

- [0043] 下面参照附图更详细地描述示例性实施例。
- [0044] 在下面的附图中,即使在不同的附图中,同样的附图标号也用于同样的元件。提供

在描述中限定的事项(诸如,详细的构造和元件)以帮助全面理解示例性实施例。然而,清楚的是,可在不存在那些特别地限定的事项的情况下实践示例性实施例。此外,由于公知的功能或构造会用不必要的细节使描述模糊,因此不详细地描述公知的功能或构造。

[0045] 当诸如“中的至少一个”的表述位于一系列元素之后时,修饰整列元素,并不修饰所述列中的单独的元素。

[0046] 贯穿说明书,术语“对象”可包括:人、动物或者人或动物的一部分。例如,对象可包括组织(诸如,肝、心脏、子宫、大脑、胸部、腹部等)或血管。在整个说明书中,“用户”可以是医疗专家(诸如,医生、护士、健康护理技术人员或医学成像专家)或者可以是管理医疗设备的工程师;然而,示例性实施例不限于此。

[0047] 图1是根据示例性实施例的超声探头100的示意图。参照图1,超声探头100包括用于对对象进行激励以诱导特定波的激励单元110、用于接收包括与所述特定波有关的信息的超声并将超声转换为电信号的转换单元120以及电路板130,其中,在电路板130中,在基板上形成用于驱动激励单元110的第一电路单元132和用于从转换单元120接收电信号的第二电路单元134。基板可由硅(Si)、陶瓷或基于聚合物的材料形成。基板可包括吸收超声的超声背衬材料。第一电路单元132和第二电路单元134可通过使用应用专用集成电路(ASIC)来实现并可在单个基板上形成。

[0048] 可与第一电路单元132和第二电路单元134的布置相应地布置激励单元110和转换单元120。例如,激励单元110可被设置在第一电路单元132的上表面146上,转换单元120可被设置在第二电路单元134的上表面148上。

[0049] 由于第一电路单元132和第二电路单元134被设置在单个基板上,因此对象可被激励并且对象的图像可通过单个超声探头100来获得。激励单元110和第一电路单元132一起形成激励部158,转换单元120和第二电路单元134一起形成成像部152。现在将更加详细地描述超声探头100的成像部和激励部。

[0050] 图2A和图2B示出根据示例性实施例的超声探头100的成像部152。如图2A中所示,成像部152的转换单元120可包括多个第一转换元件210,其中,所述多个第一转换元件120将超声转换为电信号或将电信号转换为超声。第一转换元件210可由压电材料形成,其中,由于振动的原因,压电材料将超声转换为电信号或将电信号转换为超声。第一转换元件210可通过分割压电材料来形成。例如,第一转换元件210可通过切割压电材料来形成。然而,第一转换元件210的制造不限于上述方法,并且因此,第一转换元件210可通过使用各种其它方法(诸如,通过对金属或包括金属的导电材料进行冲压来形成)来形成。压电材料的示例可包括但不限于:压电陶瓷、单晶体材料以及引起压电效应的复合压电材料。复合压电材料通过将聚合物材料与上述材料中的任何材料相结合来形成。

[0051] 如图2B中所示,第一转换元件210可按照与超声行进方向垂直的平面上的二维(2D)阵列来布置。2D转换元件阵列可以是线型阵列或曲面阵列。阵列形状可根据目的或应用而改变。2D转换元件阵列可获取更精确的图像,但是施加到第一转换元件210的电压的大小不受限制。例如,施加到多个第一转换元件210中每个第一转换元件210的电压可以是10V或更小。

[0052] 转换单元120可包括支撑第一转换元件210并将第一转换元件210电连接到电路板130的连接单元220。详细地说,连接单元220可包括超声背衬单元222和多个电极224,其中,

超声背衬单元222在第一转换元件210的底侧支撑第一转换元件210并吸收向第一转换元件210的底侧发送并且不直接用于测试或诊断的超声,所述多个电极224被设置在超声背衬单元222内并且将第一转换元件210电连接到第二电路单元134。

[0053] 超声背衬单元222可由具有低声阻抗的衰减材料形成以便吸收超声,电极224可由导电材料形成。电极224可彼此独立地布置并且可将第一转换元件210分别电连接到第二电路单元134。超声背衬单元222可具有单层结构或可具有多层结构,其中,在所述多层结构中多个层被水平地耦合在一起。例如,超声背衬单元222可被形成使得第一超声背衬层水平地耦合到第二超声背衬层,其中,在第一超声背衬层和第二超声背衬层之间设置有电极224。虽然在图2A和图2B中单个连接单元220支撑多个第一转换元件210,但是示例性实施例不限于此。两个或更多个连接单元可支撑多个第一转换元件被划分成的群组。

[0054] 虽然上述的转换单元120的第一转换元件210是压电元件,但是示例性实施例不限于此。例如,转换单元120可以是由于静电电容的改变的原因而将超声转换为电信号或将电信号转换为超声的电容式微型机械超声换能器(cMUT)、由于磁场的改变的原因而将超声转换为电信号或将电信号转换为超声的磁式卫星机械超声换能器(mMUT)或者由于光学特征的改变的原因而将超声转换为电信号或将电信号转换为超声的光学超声检测器。

[0055] 图3至图7示出转换单元120的适用于根据示例性实施例的各种示例。如图3中所示,转换单元120的连接单元220还可包括设置在超声背衬单元222的上表面上的电极226。设置在超声背衬单元222的内表面(即,侧表面)上的电极224可被称为侧电极,设置在超声背衬单元222的上表面上的电极226可被称为上电极。如图3中所示,由于连接单元220中还包括上电极226,因此第一转换元件210和第二电路单元134可被更稳固地彼此电连接。

[0056] 如图4中所示,连接单元220可包括多个连接元件230。连接元件230可分别支撑第一转换元件210并可彼此分离。虽然在图4中连接单元230分别支撑第一转换元件210,但是示例性实施例不限于此。图4的连接元件230可由导电材料形成。因此,连接元件230可支撑第一转换元件210,同时可将第一转换元件210电连接到第二电路单元134。

[0057] 连接元件230的声阻抗可大于第一转换元件210的声阻抗。因此,向第一转换元件210的底侧发射的超声可被连接单元220向第一转换元件210的上侧反射。因此,超声的发射效率可被有效地增加。连接元件230可由具有高声阻抗的导电材料(诸如,碳化钨或石墨)形成。粘合材料(未示出)可被涂覆在连接元件230的下表面上,使得连接元件230可被容易地粘合到第二电路单元134。粘合材料可以是导电材料(诸如,锡(Sn)、银(Ag)或铅(Pb))。

[0058] 如图5中所示,超声背衬单元140还可被设置在电路板130的下表面上。因此,可防止超声被发送到超声探头100的存在于电路板130下方的区域中。

[0059] 如图6中所示,转换单元120还可包括用于将由第一转换元件210产生的超声的声阻抗与对象的声阻抗相匹配的匹配单元240。匹配单元240被设置在第一转换元件210的上表面上,阶梯式地改变由第一转换元件210产生的超声的声阻抗,这使得超声的声阻抗与对象的声阻抗相似。在本示例性实施例中,匹配单元240具有单层结构。然而,作为另一示例,匹配单元240可具有多层结构。

[0060] 如图7中所示,转换单元120还可包括用于使超声聚焦的声学透镜250。声学透镜250被设置在第一转换元件210的上表面上,用于使由第一转换元件210产生的超声聚焦。声学透镜250可由具有与对象的声阻抗相似的声阻抗的材料(诸如,硅橡胶)形成。声学透镜

250的中部可以是凸出或平坦的。声学透镜250可根据各种设计和应用而具有各种形状。

[0061] 第二电路单元134可从转换单元120接收电信号和/或可驱动转换单元120。

[0062] 图8是根据示例性实施例的图1的第二电路单元134的框图。参照图8,第二电路单元134可包括提供用于驱动转换单元120的电信号的驱动电路310以及从转换单元120接收与超声相应的电信号并产生超声数据的接收电路330。

[0063] 驱动电路310可包括脉冲产生器312、发送延迟处理器314和脉冲器316。脉冲产生器312产生用于产生根据脉冲重复频率(PRF)的发送超声的率脉冲(rate pulse)。发送延迟处理器314将用于确定发送方向性的延迟时间施加到由脉冲产生器312产生的率脉冲。延迟时间被施加到的多个率脉冲中的每个率脉冲与转换单元120中包括的多个第一转换元件210中的每个第一转换元件210相应。脉冲器316基于与延迟时间被施加到的多个率脉冲中的每个率脉冲相应的时序来将驱动信号或驱动脉冲施加到第一转换元件210。

[0064] 接收电路330可通过处理从转换单元120接收到的信号来产生超声数据,并且可包括放大器332、模数转换器(ADC)334、接收延迟处理器336和加法器338。

[0065] 放大器332将从转换单元120接收到的信号放大,ADC 334对被放大的信号执行模数转换。接收延迟处理器336将用于确定重复方向性的延迟时间施加到被数字化的信号。加法器338通过将由接收延迟处理器336处理的信号相加来产生超声数据。

[0066] 接收电路330的放大器332可根据激励单元110是否已经激励对象来施加不同的增益。例如,当转换单元120接收到施加到未被激励的对象的超声的回声信号时,放大器332可通过使用大的增益来将从转换单元120接收到的回声信号放大。当转换单元120接收到施加到被激励对象的超声的回声信号时,放大器332可通过使用小的增益来将从转换单元120接收到的回声信号放大。

[0067] 每个第一转换元件210可被单独连接到驱动电路310和接收电路330,或者第一转换元件210被划分出的每个组可被连接到驱动电路310和接收电路330。可选地,第一转换元件210中的一些第一转换元件210可被连接到驱动电路310,其余第一转换元件210可被连接到接收电路330。第二电路单元134可以是但不限于ASIC。

[0068] 超声探头100可使用成像部152来获取一般超声图像。例如,第二电路单元134的驱动电路310将电发送信号施加到将电发送信号转换为超声并将超声发送到对象的转换单元120。转换单元120接收由对象反射的超声(例如,超声回声信号),将超声回声信号转换为电接收信号,并将电接收信号输出到接收单元330。接收电路330可从电接收信号产生图像数据。由接收电路330产生的图像数据是超声图像的基础。未被激励的对象的超声图像被称为一般超声图像。

[0069] 超声探头100中包括的激励单元110可向对象供给激励物,使得从对象诱导出声波或剪切波。激励物可以是光或压力波。

[0070] 图9示出根据示例性实施例的用于诱导声波的激励部400。激励部400可与图1的示例性实施例的激励部158相应。

[0071] 激励单元120可将光提供给对象,使得从对象诱导出声波。激励单元120可包括用于产生激光的激光二极管。激光可以是脉冲激光,脉冲激光的脉冲宽度可以是纳米大小或微微米大小。诱导出的声波可以是超声。激励单元120可包括单个激光二极管或多个激光二极管。第一电路单元432可包括能够驱动激光二极管的驱动电路并可与图1的示例性实施例

的第一电路单元132相应。第一电路单元432可包括针对每个激光二极管的单个驱动电路，或针对多个激光二极管的单个驱动电路。虽然图9中未示出，但是激励单元120还可包括使由多个激光二极管产生的光聚焦的聚焦单元。

[0072] 从激励部400发射的激光能量被对象内的组织吸收，这引起对象温度的快速增长和对象的快速热膨胀。由于这样的热膨胀的原因，可在对象内产生声波(例如，超声)。由于对象的不同类型的组织具有不同的光吸收特征，因此可基于由对象产生的声波的强度和位置来获得对象的图像。使用光激励获得的图像可被称为光声图像。

[0073] 光声图像可具有由光吸收引起的高对比度并具有高分辨率。因此，光声图像有益于癌症的早期检测。可使用超声探头100的激励部和成像部来获得光声图像。例如，第一电路单元432将电激励信号施加到激励单元120，激励单元120将电激励信号转换为激励物(例如，光)并将激励物施加到对象。由于将光施加到对象的原因，对象内的组织的温度增加并且被光热膨胀，并且产生了声波(例如，超声)。然后，转换单元120接收由对对象反射的超声，将超声转换为电接收信号，并将电接收信号施加到接收电路330。接收电路330可从电接收信号产生图像数据。由接收电路330产生的图像数据是光声图像的基础。

[0074] 可选地，通过光从对象产生了声波而不是超声时，超声探头可产生超声并可接收包括与声波有关的信息(例如，声波的速度)的超声回声信号。

[0075] 虽然在图9中激励单元120是激光二极管，但是示例性实施例不限于此。激励单元120可以是任何光源，只要所述光源可从对象产生诱导声波的光。例如，激励单元120可包括发光二极管(LED)、黑体辐射器或灯。

[0076] 图10示出根据示例性实施例的用于诱导剪切波的激励部500。激励单元120可向对象提供压力波使得从对象诱导出剪切波。压力波可以是点脉冲(point impulse)的力。点脉冲力可以是超声。

[0077] 激励单元120可具有与图2A和图2B的将电信号转换为超声的转换单元的结构相同的结构。例如，激励单元120可包括：多个第二转换元件510、支撑第二转换元件510并将第二转换元件510电连接到电路板130的连接单元520。连接单元520可包括在第二转换元件510的底侧支撑第二转换元件510的超声背光单元522以及被设置在超声背光单元522内并将第二转换元件510电连接到第一电路单元132的电极524。连接单元520、超声背光单元522和电极524的结构与针对图2A和图2B的类似元件的上述结构类似，因此，重复的描述被省略。

[0078] 第二转换元件510可以以一维或二维的方式布置。激励单元120的第二转换元件510以一维的方式布置的原因是将施加到第二转换元件510的各个电压设置得较大。由于从第二转换元件510发射的超声应诱导来自于对象的剪切波，因此超声的强度可大于从转换单元120发射的超声的强度。例如，施加到激励单元120的电压可以是150V或更多。第一电路单元532驱动激励单元120的第二转换元件510。由于第一电路单元532的结构与第二电路单元134的驱动电路310的结构相同，因此对所述结构的详细描述将被省略。第一电路单元532仅激励对象，并不需要包括接收电路330。

[0079] 从激励单元120发出的超声能量被聚焦到对象内的组织上，组织在被应力恢复时产生剪切波。剪切波的剪切模量根据组织的机械系数而变化。例如，与正常组织相比，异常组织(诸如，癌症或肿瘤)可具有高弹性。相应地，异常组织(诸如，癌症或肿瘤)可具有比异常组织周围的正常组织高的剪切模量。因此，由于剪切波的位移可根据组织的机械系数(例

如,弹性系数)而变化,因此剪切波的位移可通过剪切波正行进的对象超声图像来计算。包括与剪切波有关的这样的信息的超声图像可被称为弹性图像。

[0080] 可使用超声探头100的激励部和成像部来获得弹性图像。例如,第一电路单元532将电激励信号施加到激励单元120,激励单元120将电激励信号转换为激励物(例如,超声),并将激励物应用到对象。然后,超声被聚焦到对象,并且因此由于应力的原因,对象产生剪切波。此后,转换单元120将超声发送到对象并接收由对象反射的超声(即,超声回声信号),其中,在对象中流动有剪切波。超声回声信号包括与剪切波有关的信息。转换单元120将超声回声信号转换为电接收信号并将电接收信号发送到接收电路330。接收电路330可从电接收信号产生图像数据。由接收电路330产生的图像数据是弹性图像的基础。

[0081] 如上所述,单个超声探头100可获得作为一般超声图像和光声图像的基础的信号以及作为一般超声图像和弹性图像的基础的信号两者。此外,由于在单个电路板内形成用于驱动激励单元和转换单元的电路以及用于接收与超声相应的电信号的电路,因此可获得紧凑的超声探头。

[0082] 上述单个超声探头包括单个成像部和单个激励部。可选地,可包括多个激励部。所述多个激励部可向对象提供不同类型的激励物。

[0083] 图11至图13是根据示例性实施例的超声探头的示意性透视图,其中,每个超声探头具有多个激励部。

[0084] 如图11中所示,第一激励部606可包括第一激励单元610a和第二子电路单元710a。第二激励部608可包括第二激励单元610b和第二子电路单元710b。第一激励单元610a和第二激励单元610b可被彼此分离地设置,其中,转换单元620介于第一激励单元610a和第二激励单元610b之间,并且第一子电路单元710a和第二子电路单元710b可被彼此分离地设置,其中,第二电路单元720介于第一子电路单元710a和第二子电路单元710b之间。第一子电路单元710a和第二子电路单元710b以及第二电路单元720可被形成在单个电路板700上,第一子电路单元710a可驱动第一激励单元610a,并且第二子电路单元710b可驱动第二激励单元610b。转换单元620以及第一激励单元610a和第二激励单元610b可与第二电路单元720以及第一子电路单元710a和第二子电路单元710b的布置相应地被布置。例如,转换单元620可被设置在第二电路单元720的上表面上,第一激励单元610a可被设置在第一子电路单元710a的上表面上,并且第二激励单元610b可被设置在第二子电路单元710b的上表面上。

[0085] 第一激励单元610a和第二激励单元610b可向对象提供相同类型的激励物。例如,第一激励单元610a和第二激励单元610b可以是激光二极管或者至少一个第二转换元件。由于第一激励单元610a和第二激励单元610b于转换单元620的相对侧上的上述布置的原因,由第一激励单元610a和第二激励单元610b发射的激励物可被聚焦到位于转换单元620上的对象的关注区域上。

[0086] 第一子电路单元710a和第二子电路单元710b可独立地并分别驱动第一激励单元610a和第二激励单元610b。例如,如果第一激励单元610a和第二激励单元610b包括提供压力波的转换元件,则由第一激励单元610a发送的超声的频率可与由第二激励单元610b发送的超声的频率不同。当具有不同频率的超声信号被聚焦到对象上时,由于对象的非线性的原因,可诱导与两个频率之间的差相应的剪切波。可从诱导出的剪切波的位移信息获得弹性图像。

[0087] 可选地,第一激励单元610a和第二激励单元610b可向对象提供不同类型的激励物。例如,第一激励单元610a可向对象提供光,第二激励单元610b可向对象提供压力波。当期望获得光声图像时,第一子电路单元710a和第二电路单元720可彼此同步地操作。当期望获得弹性图像时,第二子电路单元710b和第二电路单元720可彼此同步地操作。

[0088] 如图12所示,第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d可被分别设置在转换单元620的四侧,并可彼此分离,第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c和第四子电路单元710d可被设置在第二电路单元720的四侧,并可彼此分离。第二电路单元720以及第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c和第四子电路单元710d可被形成在单个电路板700上。第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c和第四子电路单元710d可分别驱动第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d。第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c和第四子电路单元710d可独立地驱动第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d,或者第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c和第四子电路单元710d中的至少两个单元可进行互操作。

[0089] 转换单元620以及第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d与第二电路单元720以及第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c和第四子电路单元710d相应地布置。例如,转换单元620可被设置在第二电路单元720的上表面上,并且第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d可被分别设置在第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c和第四子电路单元710d的上表面上。第一激励单元610a和第二激励单元610b可彼此相对,第三激励单元610c和第四激励单元610d可彼此相对。第一激励单元610a和第二激励单元610b中的至少一个单元可与第三激励单元610c和第四激励单元610d中的至少一个单元形成2D布置。

[0090] 第一激励单元610a和第二激励单元610b可提供第一激励物,第三激励单元610c和第四激励单元610d可提供第二激励物。例如,第一激励单元610a和第二激励单元610b可提供作为第一激励物的光,第三激励单元610c和第四激励单元610d可提供作为第二激励物的压力波。因此,超声探头100可经由单个转换单元620来获取三种图像(即,一般超声图像、光声图像和弹性图像)。例如,可通过转换单元620的操作来获取一般超声图像,可通过第一激励单元610a和第二激励单元610b以及转换单元620的操作来获取光声图像,并且可通过第三激励单元610c和第四激励单元610d以及转换单元620的操作来获取弹性图像。

[0091] 可选地,如图13中所示,第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d可一维地布置,其中,转换单元620介于这些单元之间,并且第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c、第四子电路单元710d可一维地设置,其中,第二电路单元720介于这些子电路之间。第二电路单元720以及第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c、第四子电路单元710d可在单个电路板700上形成。第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c、第四子电路单元710d可分别驱动第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d。

[0092] 转换单元620以及第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d可与第二电路单元720以及第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c、第四子电路单元710d相应地设置。例如,转换单元620可被布置在第二电路单元720的上表面上,第一激励单元610a、第二激励单元610b、第三激励单元610c和第四激励单元610d可被分别布置在第一子电路单元710a、第二子电路单元710b、第三子电路单元710c、第四子电路单元710d的上表面上。第一激励单元610a和第二激励单元610b可被布置在转换单元620的彼此相对的侧上,并且第三激励单元610c和第四激励单元610d可被布置在转换单元620的彼此相对的侧上。

[0093] 第一激励单元610a和第二激励单元610b可提供第一激励物,第三激励单元610c和第四激励单元610d可提供第二激励物。例如,第一激励单元610a和第二激励单元610b可提供作为第一激励物的压力波(例如,超声),第三激励单元610c和第四激励单元610d可提供作为第二激励物的光。

[0094] 如上所述的超声探头100可适用于医疗设备(诸如诊断设备或治疗设备)。图14是根据示例性实施例的包括超声探头100的医疗设备800a的框图。参照图14,医疗设备800a包括超声探头100和用于从于超声探头100接收到的超声数据产生超声图像的信号处理器810。超声探头100已经在上文中被描述,因此对超声探头100的描述将被省略。

[0095] 信号处理器810通过处理由超声探头100产生的超声数据来产生超声图像。例如,信号处理器810可通过对由超声探头100产生的超声数据执行波束形成来获取超声图像。超声图像可以是以下图像中的至少一个图像:在亮度模式(B模式)期间获得的图像,其中,在亮度模式下从对象反射的超声的回声信号的幅度被表示为亮度;在多普勒模式期间获得的图像,其中,在多普勒模式下通过使用多普勒效应来将移动对象的图像显示为光谱图像;在运动模式(M模式)期间获得的图像,其中,在运动模式下对象的根据时间的运动被显示在固定位置处;在弹性模式期间获取的图像,其中,在弹性模式下向对象应用压缩的情况和未向对象应用压缩的情况之间的差异被表示为图像;在颜色模式(C模式)期间获得的图像,其中,在颜色模式下通过使用多普勒效应将移动目标对象的速度表示为颜色。产生超声图像的当前可用方法中的一个方法可被应用到一个或多个示例性实施例,并且因此,这里省略对所述方法的详细描述。相应地,在本示例性实施例中,超声图像可包括在维度模式(诸如,一维(1D)、二维(2D)、三维(3D)、四维(4D)等)中包括的图像。超声图像包括弹性图像。

[0096] 信号处理器810可从弹性图像计算剪切波的位移,并可从计算出的剪切波的位移计算对象的机械系数。因此,信号处理器810还可包括除了用于获取超声图像的图像处理器以外的用于计算剪切波的位移的位移计算器和用于计算对象的机械系数(例如,弹性系数)的系数计算器。

[0097] 具体而言,图像处理器可通过对与回声信号相应的电信号执行波束成型来获取多个超声图像。超声图像是针对包括剪切波的关注的区域的超声图像。在剪切波被诱导在关注的区域中之后,图像处理器可以以固定的时间间隔来顺序地获取多个超声图像。

[0098] 位移计算器选择多个超声图像中的一个超声图像作为参考帧。例如,位移计算器可选择从多个超声图像最后获取的超声图像作为参考帧,或可在剪切波已经通过关注的区域之后选择针对关注的区域的超声图像作为参考帧。位移计算器可通过从多个超声图像选择参考帧来计算剪切波的位移。

[0099] 位移计算器可通过将多个超声图像中的每个超声图像与参考帧相比较来计算剪切波的位移。相互关联技术可被用于将多个超声图像中的每个超声图像与参考图像相比较。

[0100] 系数计算器通过使用剪切波的位移来计算组织的机械系数。例如,系数计算器通过使用与剪切波的位移中包括的坐标轴分别相应的位移分量来计算剪切波的移动速度。系数计算器可通过将计算出的移动速度的平方乘以组织的密度来计算组织的剪切系数。系数计算器还可例如通过使用剪切波的位移来计算组织的强度。

[0101] 图15和图16是根据其它示例性实施例的医疗设备800b和医疗设备800c的框图。参照图15,医疗设备800b还可包括除了超声探头100和信号处理器810以外的至少一个显示器820。显示器820显示在医疗设备800b中处理过的信息。例如,显示器820可显示由信号处理器810处理过的超声图像,并且还可显示用于请求用户输入的图形用户界面(GUI)等。

[0102] 显示器820可包括以下项中的至少一项:液晶显示器(LCD)、薄膜晶体管液晶显示器(TFT-LCD)、有机发光二极管(OLED)、柔性显示器、3D显示器和电泳显示器。例如,医疗设备800b可包括至少两个显示器820。

[0103] 可选地,参照图16,医疗设备800c还可包括除了超声探头100、信号处理器810和显示器820之外的以下项中的至少一项:用户输入单元830、存储单元840和控制器850。用户输入单元830指示用户输入用于控制医疗设备的数据所经由的单元。用户输入单元830可包括键区、鼠标、触摸面板、轨迹球等。一个或更多个示例性实施例中的用户输入单元830不限于此,并且因此可还包括各种输入单元(诸如,滚轮、滚轮开关等)。

[0104] 触摸面板可检测实际触摸和接近触摸。在实际触摸的情况下,指示物实际触摸屏幕,并且在接近触摸的情况下,指示物接近屏幕但不实际触摸屏幕。在本示例性实施例中,指示物是用于实际触摸或接近地触摸触摸面板的预定部分的工具。所述工具的示例包括触控笔、身体的一部分(诸如,手指)等。

[0105] 触摸面板和显示器820可形成多层结构以实现触摸屏。触摸屏可以以各种方式被实施为电容式触摸屏、压阻式触摸屏、红外光束感测触摸屏、表面声波触摸屏、积分应变测量触摸屏、压电触摸屏等。由于触摸面板执行显示器820和用户输入单元830两者的功能,因此触摸面板具有优异的使用性。

[0106] 虽然未示出,但是为了检测触摸板上的实际触摸或接近触摸,触摸板可在内部或外部具有各种传感器。用于检测触摸板上的实际触摸或接近触摸的传感器的示例可包括触觉传感器。触觉传感器用等于或大于人类触摸的灵敏度的灵敏度来检测特定对象的接触。触觉传感器可检测各种类型的信息(诸如,接触表面的粗糙度、接触对象的硬度、接触点的温度等)。

[0107] 用于检测触摸板上的实际触摸或接近触摸的传感器的另一示例可包括接近传感器。接近传感器在不使用机械接触的情况下通过使用电磁场或红外线的力来检测接近预定检测表面或在附近存在的对象的存在。接近传感器的示例包括传输型光电传感器、直接反射型光电传感器、镜像反射型光电传感器、高频振荡型接近传感器、电容型接近传感器、磁接近传感器、红外型接近传感器等。

[0108] 存储单元840存储在医疗设备800c中处理过的各种类型的信息。例如,存储单元840可存储与对对象进行诊断有关的医疗数据(诸如,图像等),并可存储在医疗设备800c中

执行的算法或程序。

[0109] 存储单元840可包括存储介质中的至少一个存储介质,其中,存储介质包括一下项中的至少一项:闪存、硬盘、多媒体卡微型、卡式存储器(例如,安全数字(SD)或极限数字(XD)存储器)、随机存取存储器(RAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、可编程ROM(PROM)、磁存储器、磁带和光盘。医疗设备800c可操作互联网上的执行存储单元840的存储功能的web存储器或云服务器。

[0110] 控制器850控制医疗设备800c的操作。也就是说,控制器850可控制由图16中示出的超声探头100、信号处理器810、显示器820等执行的操作。例如,控制器850可通过使用经由用户输入单元830输入的用户命令或通过使用存储单元840中存储的程序来控制信号处理器810产生图像。控制器850还可控制显示器820显示由信号处理器810产生的图像。

[0111] 根据示例性实施例的超声探头可经由单个超声探头激励对象并获取与被激励的对象有关的信息。

[0112] 超声探头可获取包括对象的机械特征的信息。

[0113] 超声探头可用于获取具有高分辨率的图像。

[0114] 超声探头可用于根据对象的特征、诊断目的等来适应性地获取各种超声图像。

[0115] 根据示例性实施例的医疗诊断设备可获取各种类型的超声图像。

[0116] 前述示例性实施例和优点仅仅是示例性的并且不被理解为限制。对每个实施例内的特征或方面的描述应通常被视为适用于其它实施例中的其它类似特征或方面。

[0117] 本教导可被容易地应用于其它类型的设备。此外,对示例性实施例的描述意图是示意性的,并且不限制权利要求的范围,并且许多可选方案、修改和改变对本领域技术人员而言是明显的。

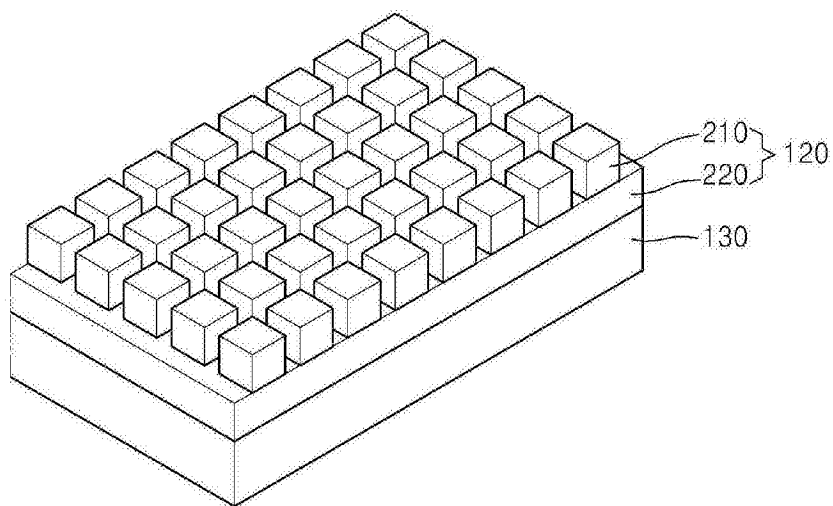


图2b

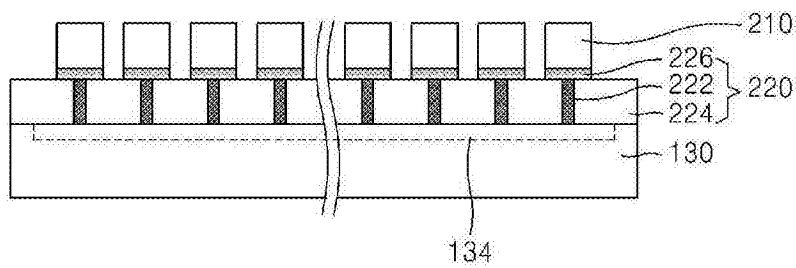


图3

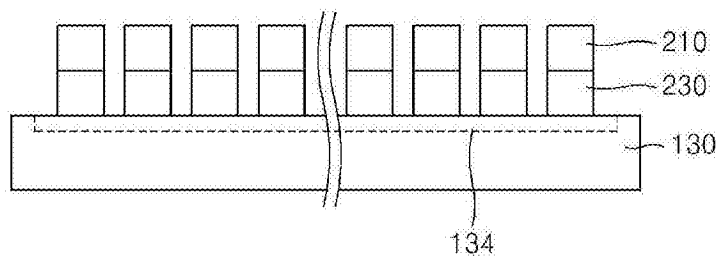


图4

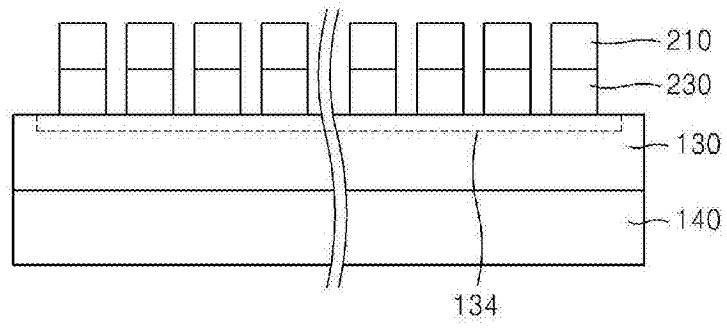


图5

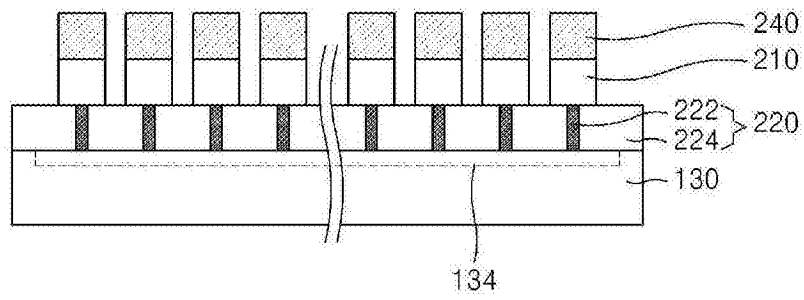


图6

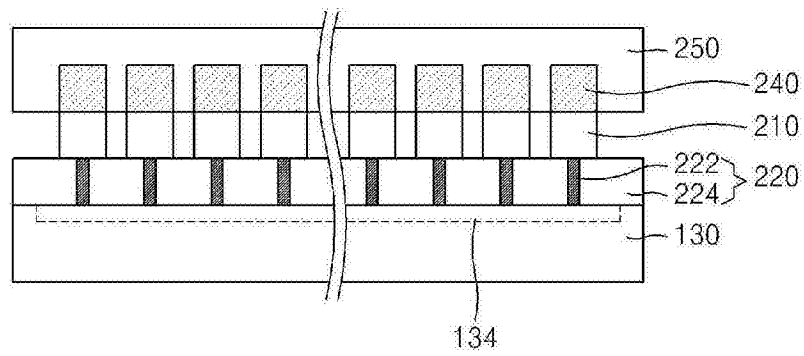


图7

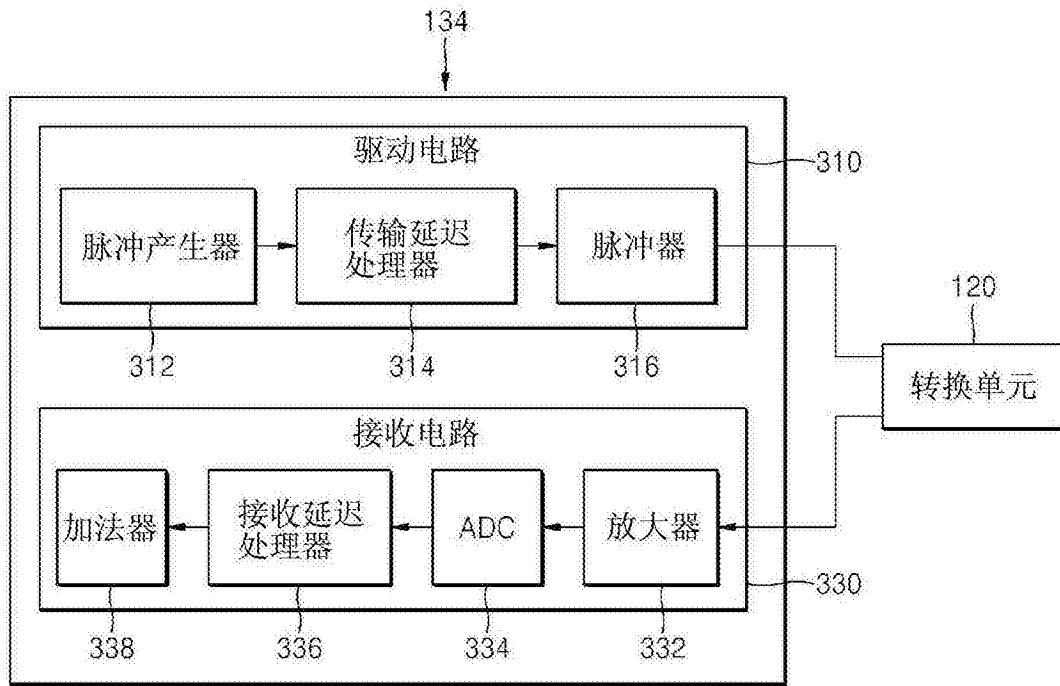


图8

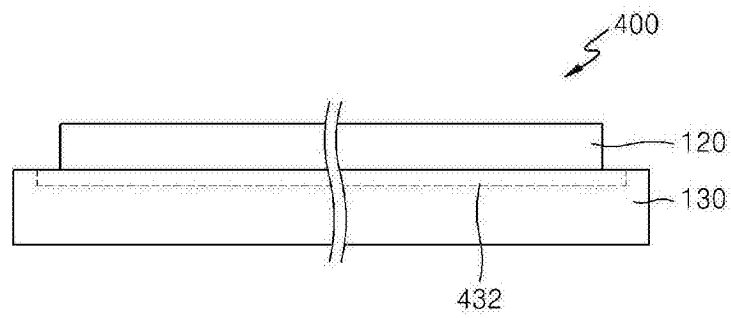


图9

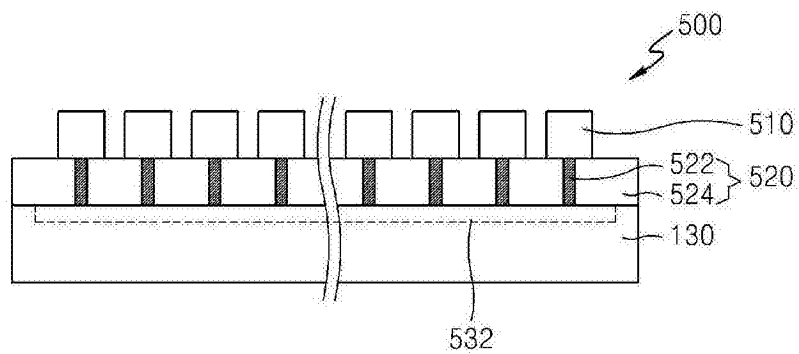


图10

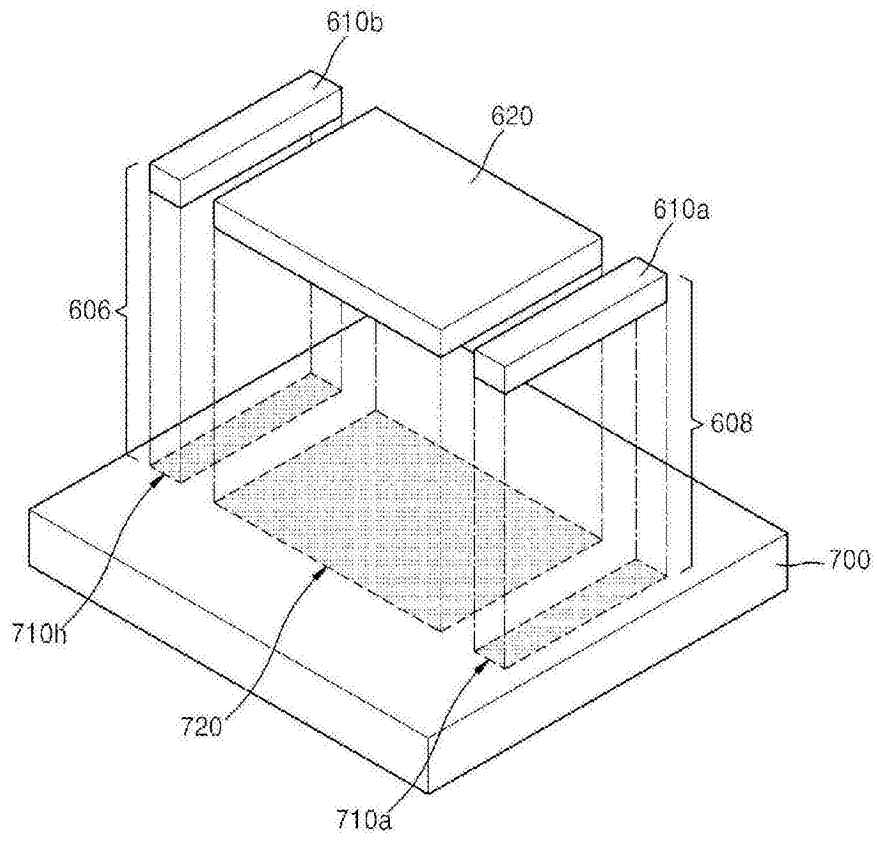


图11

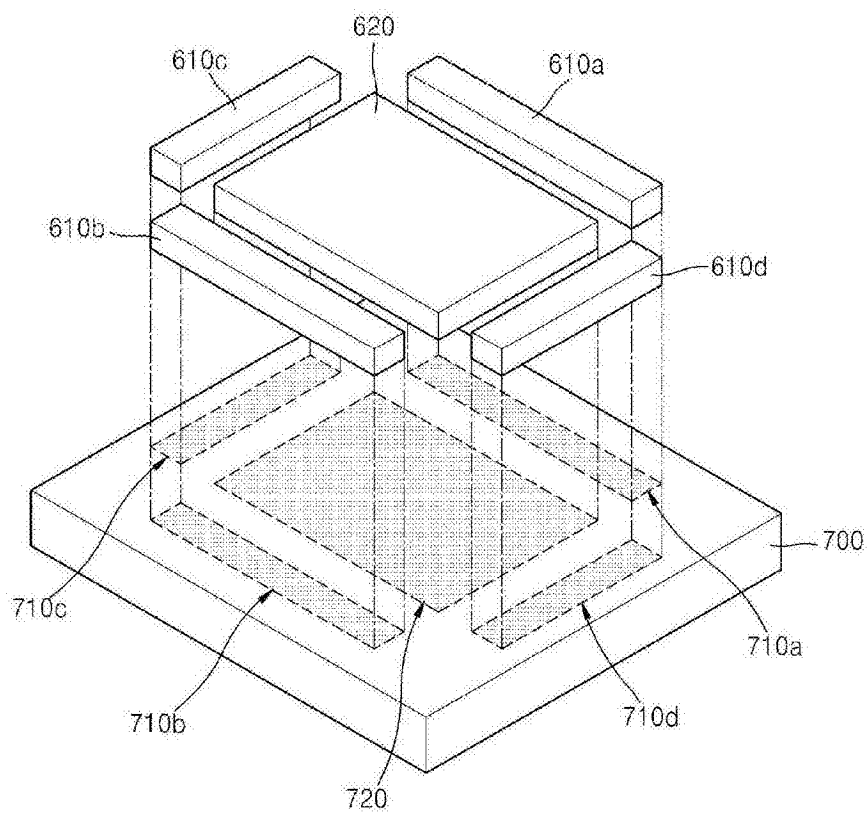


图12

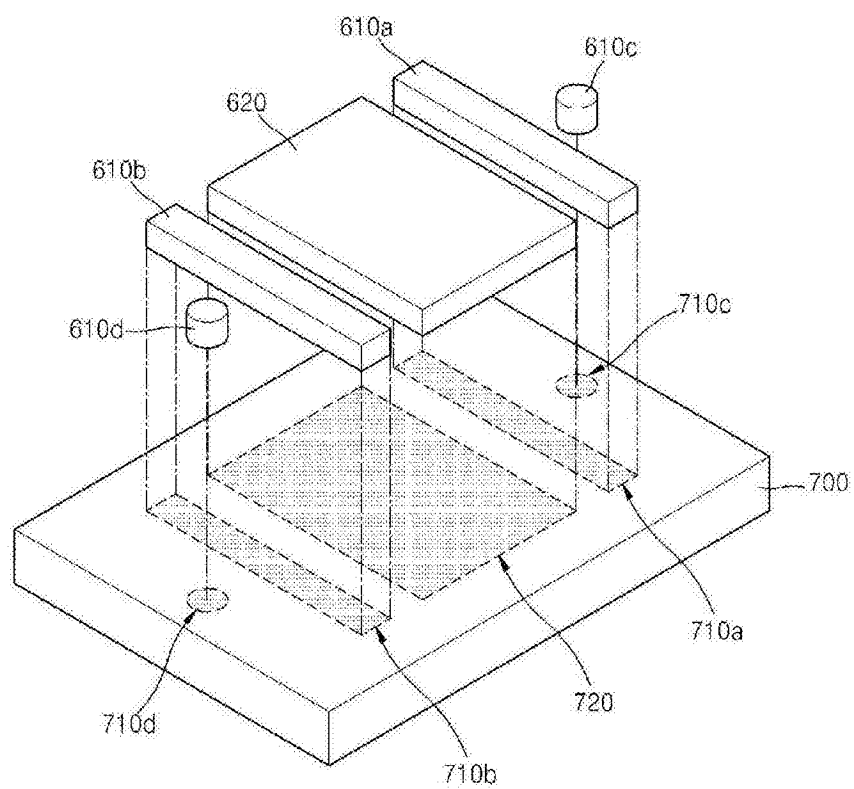


图13

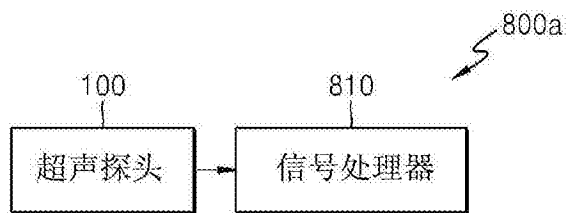


图14

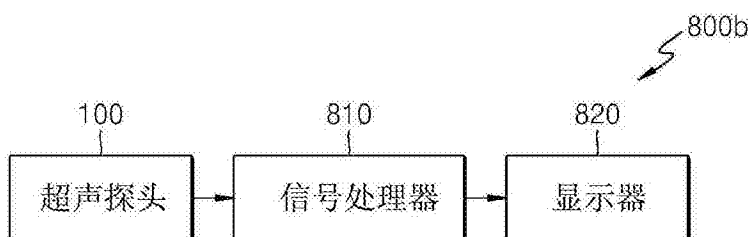


图15

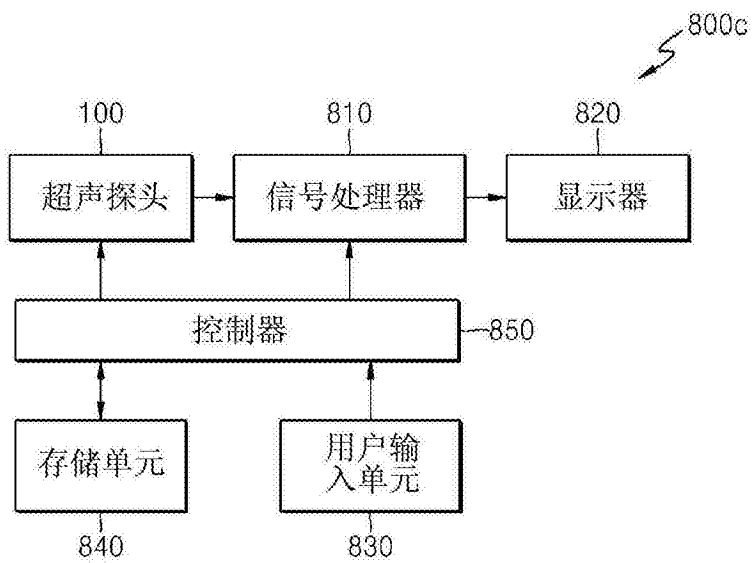


图16

专利名称(译)	超声探头及包括超声探头的医疗设备		
公开(公告)号	CN105611880A	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	CN201480055565.8	申请日	2014-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	柳载永 金暎焕 李齐营 郑攸绿		
发明人	柳载永 金暎焕 李齐营 郑攸绿		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B5/0095 A61B5/7475 A61B8/4483 A61B8/485		
优先权	1020130120188 2013-10-08 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声探头，包括：对对象进行激励使得特定波被诱导的激励单元，接收特定波和包括与特定波有关的信息的超声中的至少一项的转换单元，以及包括第一电路单元和第二电路单元的电路板，其中，第一电路单元对激励单元进行驱动，第二电路单元从转换单元接收与超声相应的电信号。

