

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710086237.6

[43] 公开日 2007 年 9 月 12 日

[11] 公开号 CN 101032411A

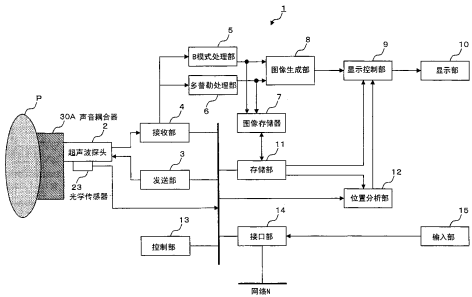
[22] 申请日 2007.3.9
[21] 申请号 200710086237.6
[30] 优先权
[32] 2006. 3. 10 [33] JP [31] 066710/2006
[71] 申请人 株式会社东芝
地址 日本东京都
共同申请人 东芝医疗系统株式会社
[72] 发明人 神山直久 冈村阳子

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 胡建新

权利要求书 5 页 说明书 29 页 附图 14 页

[54] 发明名称
超声波图像取得装置以及超声波低衰减介质
[57] 摘要

超声波图像取得装置包括超声波探头、检测部、位置分析部、显示控制部、显示部以及存储部。检测部设置在超声波探头上，检测形成于超声波低衰减介质上的规定图案的一部分。存储部中预先存储形成于超声波低衰减介质上的规定图案。位置分析部若从检测部接收到检测结果，则通过参照存储部中存储的规定图案来确定所检测的图案的一部分在规定图案上的位置。显示控制部将所检测的规定图案的一部分的位置作为超声波探头的位置，在显示部上显示超声波探头与被检体之间的位置关系。



1、一种超声波图像取得装置，其特征在于，包括：

超声波探头；

检测部，设置于所述超声波探头上，检测在与被检体相接触地配置的超声波低衰减介质上所形成的规定图案的一部分；

位置分析部，基于所述检测部的检测结果，确定所述超声波探头在所述超声波低衰减介质上的位置；以及

显示控制部，将所述超声波探头和所述被检体之间的位置关系显示在显示部上。

2、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

还具有存储部，该存储部预先存储形成于所述超声波低衰减介质上的规定图案，

所述位置解析部若从所述检测部接收到检测结果，则通过参照预先存储于所述存储部中的规定图案，来确定所述检测到的规定图案的一部分在所述规定图案上的位置，

所述显示控制部将所述检测到的规定图案的一部分的位置作为所述超声波探头的位置，在所述显示部上显示所述超声波探头和所述被检体之间的位置关系。

3、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

所述规定图案由多个区域构成，并在每个区域涂上各不相同的颜色，

所述检测部检测该图案的一部分。

4、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

所述规定图案由粗细和形状局部不同的线构成，

所述检测部检测该图案的一部分。

5、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

所述规定图案由被划分为多个区域的二维码构成，
所述检测部检测该图案的一部分。

6、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，
所述超声波低衰减介质设置在所述被检体的乳房上，根据所述乳房的左乳房用还是右乳房用而形成不同的图案。

7、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，
所述显示控制部在所述显示部上显示由所述超声波探头取得的所述被检体的图像和所述超声波探头与所述被检体之间的位置关系。

8、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，
还具有存储部，该存储部将所述超声波探头与所述被检体之间的位置关系和由所述超声波探头取得的所述被检体的图像相对应地存储。

9、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，
所述显示控制部使所述显示部显示表示诊断部位的模式图形，并且使所述显示部在表示所述诊断部位的模式图形中的与所述超声波探头的位置对应的位置上、显示表示所述超声波探头的模式图形。

10、如权利要求9所述的超声波图像取得装置，其特征在于，
所述显示控制部使所述显示部在表示所述诊断部位的模式图形中，将显示了表示所述超声波探头的模式图形的部分和其他部分相区分地显示。

11、如权利要求10所述的超声波图像取得装置，其特征在于，
所述显示控制部将显示了表示所述超声波探头的模式图形的部分涂成与所述其他部分的颜色不同的颜色。

12、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

所述显示控制部基于由所述位置分析部确定的所述超声波探头的位置，使所述显示部显示与所述超声波探头的移动相伴的轨迹。

13、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，所述超声波低衰减介质的、与接触所述被检体的面相反一侧的面为平坦的面，在所述平坦的面上设置所述超声波探头。

14、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，所述超声波低衰减介质具有覆盖所述被检体的乳房的形状。

15、如权利要求14所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

所述超声波低衰减介质具有肩带。

16、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，还具有移动部，该移动部使所述超声波探头在所述超声波低衰减介质上移动。

17、如权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，所述检测部具有第一光学传感器和第二光学传感器，所述第一光学传感器设置在所述超声波探头的侧面中的、沿着超声波的扫描方向的侧面上，

所述第二光学传感器设置在与设置有所述第一光学传感器的侧面相反一侧的侧面上，

所述位置分析部基于所述第一光学传感器和所述第二光学传感器的检测结果，确定所述超声波探头在所述超声波低衰减介质上的位置，并基于所述第一光学传感器检测出的光量和所述第二光学传感器检测出的光量之差，求出所述超声波探头向垂直于所述扫描方向的方向倾斜的角度，

所述显示控制部使所述显示部显示所述超声波探头和所述被检体之间的位置关系，还使所述显示部显示所述超声波探头的倾斜角度。

18、一种超声波图像取得装置，其特征在于，包括：

超声波探头；

接收部，设置于所述超声波探头上，接收由分别发送固有识别信息的多个发送部所发送的所述固有识别信息，所述多个发送部设置在与被检体相接触地配置的超声波低衰减介质上；

位置分析部，基于所述接收部接收到的固有识别信息，确定所述超声波探头在所述超声波低衰减介质上的位置；以及

显示控制部，使显示部显示所述超声波探头和所述被检体之间的位置关系。

19、如权利要求 18 所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

还具有存储部，该存储部预先将表示各个发送部在所述超声波低衰减介质上的位置的信息和所述固有识别信息相对应地存储，

所述位置分析部若从所述接收部接收到固有识别信息，则通过参照所述存储部来确定所述超声波探头在所述超声波低衰减介质上的位置。

20、一种超声波低衰减介质，其特征在于，与被检体相接触地配置，具有用于由设置在超声波探头上的检测部检测的规定图案。

21、如权利要求 20 所述的超声波低衰减介质，其特征在于，具有覆盖被检体的乳房的形状。

22、如权利要求 20 所述的超声波低衰减介质，其特征在于，设置有肩带。

23、如权利要求 20 所述的超声波低衰减介质，其特征在于，所述规定图案由多个区域构成，在每个区域涂上各不相同的颜色。

24、如权利要求 20 所述的超声波低衰减介质，其特征在于，所述规定图案由粗细和形状局部不同的线构成。

25、如权利要求 20 所述的超声波低衰减介质，其特征在于，

所述规定图案由被划分为多个区域的二维码构成。

26、如权利要求 20 所述的超声波低衰减介质，其特征在于，所述超声波低衰减介质配置在所述被检体的乳房上，根据所述乳房的左乳房用还是右乳房用而具有不同的图案。

27、如权利要求 20 所述的超声波低衰减介质，其特征在于，与接触所述被检体的面相反一侧的面为平坦的面，在所述平坦的面上设置所述超声波探头。

超声波图像取得装置以及超声波低衰减介质

技术领域

该发明涉及超声波图像取得装置以及超声波低衰减介质，特别是涉及用超声波扫描（scan）被检体（subject to be examined）来取得图像（image）时求出扫描位置的技术。

背景技术

超声波图像取得装置通过仅将超声波探头（ultrasonic probe）接触到被检体的体表上的简单的操作，就能够实时（real time）取得表示心脏的搏动或胎儿的运动的图像。此外，由于安全性高，所以可以重复进行检查。而且，与 X 光诊断装置、X 光 CT 装置或 MRI 装置等其他诊断装置相比，系统（system）规模小，因此具有容易移动到床边来进行检查等的便利性。另外，超声波诊断（ultrasonic diagnosis）没有像 X 光等那样的被照射的影响，也能够用于产科、家庭医疗等中使用。

此外，超声波图像取得装置与乳房 X 射线照相术（X-ray mammography）一样，还多用于乳腺癌（breast cancer）的诊查中。乳房 X 射线照相术虽在微钙化（microcalcification）的检测能力上具有优势，但在描绘生物体软组织（soft tissue）的方面，超声波更有优势。另外，由于在乳房 X 射线照相术中用压迫板夹住乳房来进行摄影（imaging），所以对于被检者来说会伴随疼痛，但在超声波诊断中不伴随疼痛，因此从这一点来说也优于乳房 X 射线照相术。

此外，在使用超声波图像取得装置的诊断中有时使用声音耦合器，该声音耦合器（acoustic coupler）设置在超声波探头和被检体

的体表面之间。

使用声音耦合器的主要理由可以例举以下几点。例如，当诊断甲状腺（thyroid gland）或颈动脉（carotid artery）等部位时，为了使位于体表面的诊断部位和超声波探头表面隔开距离，使用声音耦合器。在超声波探头正下面难以使超声波束（ultrasonic beam）收敛，存在在超声波探头正下面的区域分辨率下降的问题。因此，通过在超声波探头与被检体的体表面之间配置声音耦合器，使体表面与超声波探头的表面分开，从而能够使超声波在体表面收敛。

此外，有时在自动诊断系统中也使用声音耦合器（例如，日本特表 2002-512835 号、日本特告平 4-4896 号）。这是因为：例如，当将超声波探头接触到像乳房那样具有曲面的诊断部位来进行自动扫描时，相比于将超声波探头直接接触到该诊断部位上沿着曲面进行扫描的做法，经由声音耦合器直线进行扫描的做法在自动控制和驱动机构方面更加简便。

这里，参考图 1 说明超声波探头的自动扫描。图 1 是用于说明超声波探头的自动扫描的侧视图。例如，当利用水作为声音耦合器时，将乳房 P 浸入蓄有水的水槽 103 中，并经该声音耦合器（水）来接收发送超声波。此时，在超声波探头 100 上连接可动台 102（stage），并通过马达（motor）101 来使可动台 102 移动，由此可使超声波探头 100 直线移动。这样，通过经由蓄有水（声音耦合器）的水槽 103 来使超声波探头 100 直线移动，可简单地进行自动扫描。

此外，为了防止由于声音耦合器造成的超声波的过度衰减和多重反射（multiple reflection）而引起的图像质量下降，在声音耦合器的材料和制造方法方面进行了各种各样的努力（例如，日本特许第 3288138 号、日本特许第 3272792 号、日本特开平 3-32652 号）。

此外，超声波图像取得装置中具有体位标记（body mark）功能。体位标记由诊断部位和超声波探头的简易图形构成。通过将取得断层图像的位置标记在体位标记上，并与断层图像（tomographic image）一起记录，在阅片（diagnostic reading）时容易掌握诊断部位。

图 2A 和图 2B 示出了体位标记的一个例子。图 2A 示出了主要用于肝脏（liver）的体位标记，图 2B 示出了用于乳房的体位标记。操作者能够将表示超声波探头的位置和朝向的探头标记（probe mark）Pr 手动移动到任意的位置上，并能够在取得超声波图像的位置上附加记录探头标记 Pr。

但是，当对肝脏或心脏进行摄像时，也存在不使用体位标记的场合。这是因为：当对肝脏等器官进行摄像时，由于门静脉（portal vein）或胆囊（gallbladder）这样的特征性构造被描绘在断层图像上，所以即使不使用体位标记，大多情况下也能够掌握取得该断层图像的位置（进行扫描的位置）。与此相对，当对乳房进行摄像时，使用体位标记。这是因为乳房以乳头为中心呈对称形状，因此仅观看断层图像难以掌握取得该断层图像的位置（进行扫描的位置）。此外，在欧美的学会等中还提倡体位标记的标准规定。

然而，超声波图像取得装置并没有作为用于检查乳腺癌的诊断装置而广泛普及。这是因为利用超声波的检查大大依赖于检查技师的技能和经验。在通常的超声波诊断中，操作者（检查技师）利用超声波探头取得诊断部位的断层图像，并且医师事后对该断层图像进行阅片。此时，需要取得具有经得起医师阅片的正确性的断层图像。由超声波探头取得的断层图像会根据超声波探头的接触方法或装置的增益（gain）等设定而改变图像质量，因此，需要学习达到可获得阅片的医师满意的图像质量的扫描技术。

此外，即便图像质量良好，仅通过对断层图像进行阅片是难以

知道该断层图像是对乳房的哪个区域进行扫描而得的图像。并且也难以判断是否对整个区域进行了扫描。只要将体位标记附加标记在断层图像上即可。但是，以前由于操作者（检查技师）确定取得了断层图像的位置（进行扫描的位置），并将该位置手动输入到体位标记上，因此，存在检查时间变长或发生输入错误（miss）等的担忧。在实际的检查中需要在短时间内对更多的患者进行摄像，因此，有时会省掉输入取得了断层图像的位置的操作，或输入错误的位置。如果如此省掉输入或所输入的位置出错，就会有难以知道是对哪个区域进行扫描而得的断层图像的问题。

发明内容

该发明的目的在于，提供一种可在用超声波扫描被检体并取得图像时容易掌握扫描位置的超声波图像取得装置、以及用于该超声波图像取得装置的超声波低衰减介质。

本发明的第一方面是一种超声波图像取得装置，其特征在于，包括：超声波探头；检测部，设置于所述超声波探头上，检测在与被检体相接触地配置的超声波低衰减介质上所形成的规定图案的一部分；位置分析部，基于所述检测部的检测结果，来确定所述超声波探头在所述超声波低衰减介质上的位置；以及显示控制部，将所述超声波探头和所述被检体之间的位置关系显示在显示部上。

根据所述第一方面，由检测部检测设置于被检体上的超声波低衰减介质上所形成的图案的一部分，来确定超声波探头在超声波低衰减介质上的位置，由此可自动确定超声波探头的位置。从而，能够容易地掌握超声波探头的位置，其结果是，可容易地掌握取得超声波图像的位置（由超声波探头进行扫描的位置）。

此外，本发明的第二方面是一种超声波图像取得装置，其特征在于，包括：超声波探头；接收部，设置于所述超声波探头上，接

收由分别发送固有识别信息的多个发送部所发送的所述固有识别信息，所述多个发送部设置在与被检体相接触地配置的超声波低衰减介质上；位置分析部，基于所述接收部接收的固有识别信息，确定所述超声波探头在所述超声波低衰减介质上的位置；以及显示控制部，将所述超声波探头和所述被检体之间的位置关系显示在显示部上。

根据所述第二方面，由接收部接收超声波低衰减介质所承接的发送部发送的固有识别信息，来确定超声波探头在超声波低衰减介质上的位置，由此可自动确定超声波探头的位置。从而，能够容易地掌握超声波探头的位置，其结果是，可容易地掌握取得超声波图像的位置（由超声波探头进行扫描的位置）。

此外，本发明的第三方面是一种超声波低衰减介质，其特征在于，与被检体相接触地配置，具有用于由设置在超声波探头上的检测部检测的规定图案。

附图说明

图 1 是用于说明现有技术涉及的超声波探头的自动扫描的侧视图；

图 2A 是体位标记的示意图；

图 2B 是体位标记的示意图；

图 3 是示出本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置的概要结构的框图；

图 4A 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的声音耦合器的剖面图；

图 4B 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的声音耦合器的剖面图；

图 4C 是示出用于本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装

置中的声音耦合器的立体图；

图 5A 是示出形成在声音耦合器上的图案（pattern）的图，该声音耦合器用于本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置；

图 5B 是示出形成在声音耦合器上的图案的图，该声音耦合器用于本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置；

图 5C 是示出形成在声音耦合器上的图案的图，该声音耦合器用于本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置；

图 5D 是示出形成在声音耦合器上的图案的图，该声音耦合器用于本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置；

图 6 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的超声波探头和光学传感器（sensor）的概要结构的立体图；

图 7A 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的其他的超声波探头和光学传感器的概要结构的平面图；

图 7B 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的其他的超声波探头和光学传感器的概要结构的主视图；

图 8 是示出显示于显示部上的图像和体位标记的一个例子的画面的图；

图 9 用于说明探头标记和光学传感器之间位置关系的模式图；

图 10 是示出由本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置进行的一系列的动作的流程图（flow chart）；

图 11 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的其他的超声波探头和光学传感器的概要结构的平面图；

图 12 是示出本发明第二实施方式涉及的超声波图像取得装置的概要结构的框图；

图 13 是示出在本发明第二实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的声音耦合器的立体图；

图 14 是示出变形例涉及的超声波探头的剖面图。

具体实施方式

[第一实施方式]

(结构)

参考图 3 说明本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置的结构。图 3 是示出本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置的概要结构的框图。

第一实施方式涉及的超声波图像取得装置在被检体 P 的体表面上配置作为超声波低衰减介质的一个例子的声音耦合器 30A，在该声音耦合器 30A 上配置超声波探头 2，并经由声音耦合器 30A 进行超声波的接收发送。在超声波探头 2 上设置有光学传感器 23，在声音耦合器 30A 上形成可由该光学传感器 23 读取的图案。并且，通过由光学传感器 23 读取在声音耦合器 30A 上形成的图案的一部分，求出超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置，并将被检体 P 和超声波探头 2 的位置关系显示在显示部 10 上。由此，操作者可以容易掌握超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置，即取得超声波图像的位置。此外，通过将表示被检体 P 和超声波探头 2 的位置关系的信息存储到存储部 11 中，可在阅片时在显示部 10 上显示表示超声波图像和位置的信息，由此能够容易掌握取得超声波图像的区域，易于判断是对哪一区域进行扫描获得的超声波图像。

在超声波探头 2 上使用将多个超声波换能器（ultrasonic transducer）在规定方向（扫描方向）上排列成一系列的一维超声波探头、或者将超声波换能器二维配置的二维超声波探头。

发送部 3 向超声波探头 2 提供电信号来使超声波产生。发送部 3 包括没有图示的时钟生成电路、发送延迟电路以及脉冲发生器（pulsar）电路。时钟生成电路是生成决定超声波信号的发送定时

(timing) 和发送频率的时钟信号的电路。发送延迟电路是通过在进行超声波的发送时施加延迟来实施发送聚焦 (focus) 的电路。脉冲发生器电路内置有与对应于各个超声波换能器的个别路径 (信道 (channel)) 的个数相当的数量的脉冲发生器, 以便以施加延迟的发送定时发生驱动脉冲, 并提供给超声波探头 2 的各个超声波换能器。

接收部 4 接收来自超声波探头 2 的信号。接收部 4 包括没有图示的前置放大器 (pre amplifier)、A/D 转换电路、以及接收延迟及加法电路。前置放大器对每个接收信道放大从超声波探头 2 的各个超声波换能器输出的回波 (echo) 信号。A/D 转换电路对放大后的回波信号进行 A/D 转换。接收延迟及加法电路为 A/D 转换后的回波信号赋予确定接收指向性所需的延迟时间, 并进行加法运算。通过该加法运算, 来自与接收指向性相应的方向的反射成分被强调。

B 模式 (B-mode) 处理部 5 对从接收部 4 送来的信号进行带通滤波器 (band pass filter) 处理, 然后对输出信号的包络线 (envelope) 进行检波, 并对检波的数据实施基于对数变换的压缩处理, 由此生成用亮度的明亮度表示信号强度的数据。图像生成部 8 根据由 B 模式处理部 5 生成的数据, 生成用亮度表示反射波的强度的 B 模式断层图像数据。在显示部 10 上显示基于该 B 模式断层图像数据的断层图像。

多普勒 (doppler) 处理部 6 根据从接收部 4 送来的信号, 就多点求出平均速度、色散 (dispersion)、能量 (power) 等血流信息。获得的血流信息被送给图像生成部 8, 并作为平均速度图像、色散图像、能量图像、或者它们的组合图像显示在显示部 10 上。

图像生成部 8 读入从 B 模式处理部 5 或多普勒处理部 6 输出并以扫描线信号串表示的经信号处理后的数据, 并将其转换成基于空间信息的坐标系的数据 (扫描转换 (scan conversion) 处理)。

即，为了能够将与超声波扫描同步的信号串显示到电视扫描方式的显示部 10 上，通过与标准的电视扫描同步地进行读取来转换扫描方式。图像生成部 8 安装了保存图像数据的记忆存储器（memory），例如可在诊断之后调出在检查中记录的图像。

图像存储器 7 是用于保存例如与冻结（freeze）前的多个帧（frame）对应的超声波图像数据。通过连续显示该图像存储器 7 中存储的图像（影像显示（cine image）），还可以显示断层图像等超声波动态图像。

控制部 13 对超声波图像取得装置整体的动作进行控制。控制部 13 读入存储于没有图示的存储部中的用于实施图像的生成和显示等处理的控制程序（program），并在自身具有的存储器中解压，实施有关各种处理的运算和控制等处理。

接口（interface）部 14 是用于连接输入部 15、网络（network）N、或新的外部存储装置（没有图示）的接口。超声波图像数据或分析结果等能够通过接口部 14 经由网络 N 而被传输给其他装置。

输入部 15 包括控制杆（joystick）、轨迹球（trackball）等指针设备（pointing device）、开关（switch）、各种按钮（button）、鼠标、键盘（keyboard）或者 TCS（Touch Command Screen，触控屏）等。操作者能够使用输入部 15 向装置输入各种指示、超声波的接收发送条件、感兴趣区域（ROI（Region Of Interest））的设定指示、或者图像质量条件的设定指示等。

接着，说明声音耦合器、光学传感器 23、位置分析部 12、以及显示控制部 9 的结构和功能。

[声音耦合器]

首先参考图 4A、图 4B 和图 4C 来对声音耦合器的形状进行说明。图 4A 和图 4B 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的声音耦合器的剖面图。图 4C 是示出在本发明

第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的声音耦合器的立体图。

在第一实施方式中，说明图 4A、图 4B 和图 4C 所示的三种声音耦合器 30A、30B、30C。但本第一实施方式涉及的声音耦合器不限于这些例子。此外，在第一实施方式中，说明在对乳房进行诊断时使用的声音耦合器。

图 4A、图 4B 和图 4C 所示的声音耦合器 30A、30B、30C 用与生物体（patient's body）的适应性和超声波的透过性良好的材质构成。声音耦合器 30A、30B、30C 优选用柔软且具有物理强度、超声波的透过性良好、并且耐于灭菌处理的材料生成。具体来说，声音耦合器 30A、30B、30C 使用超声波的衰减小的材料，更优选使用声音阻抗值与被检体（生物体）的声音阻抗值近似的材料。

作为声音耦合器 30A、30B、30C 的材料，例如可使用聚氨酯橡胶（urethane rubber）、硅胶（silicone rubber）等非水溶液凝胶（nonaqueous gel）物质，聚乙烯醇（polyvinyl alcohol）（PVA）以及聚环氧乙烷（polyethylene oxide）（PEO）等高分子水溶液凝胶等。此外，在是由于柔软而难以保持形状的材质（生物体）的情况下，可通过使用硅胶等覆盖声音耦合器 30A、30B、30C 的表面来保持形状。这些声音耦合器 30A、30B、30C 相当于超声波低衰减介质的一个例子。

如图 4A 的剖面图所示，将声音耦合器 30A 紧贴到被检体（乳房）P 上来使用。声音耦合器 30A 与被检体（乳房）P 接触的面形成为与乳房的形状吻合的凹面状，以便与被检体（乳房）P 紧贴。该声音耦合器 30A 是较薄型，例如如硅制胸罩（brassiere）那样，通过在内侧使用粘接材料，可将声音耦合器 30A 紧贴到被检体（乳房）P 上。此外，也可以将在超声波诊断中常用的凝胶涂敷在乳房和声音耦合器 30A 之间。通过将超声波探头 2 配置在该声音耦合器

30A, 来经由声音耦合器 30A 进行超声波的接收发送。

图 4B 示出了声音耦合器的其他方式。图 4B 所示的声音耦合器 30B 是较厚型, 与被检体 (乳房) P 接触的面形成为与乳房的形状吻合的凹面状, 以便与被检体 (乳房) P 紧贴。而且, 声音耦合器 30B 的与接触被检体 (乳房) P 的面相反一侧的面 (表面) 形成为平坦的形状。通过将表面做成平坦形状, 能够使超声波探头 2 垂直接触到声音耦合器 30B 上, 从而使超声波探头 2 易扫描。此外, 还具有比较容易进行后述的图案印刷的优点。

图 4C 示出了声音耦合器的其他方式。在图 4C 所示的声音耦合器 30C 上设置了肩带 31, 患者通过将胳膊穿过该肩带 31, 能够穿着声音耦合器 30C。由此, 可由声音耦合器 30C 覆盖两个乳房。如此, 通过在声音耦合器 30C 上设置肩带 31, 能够将声音耦合器 30C 作为披肩使用, 患者能够在座位上接受检查。此外, 如果在更衣室等中穿着声音耦合器 30C, 不用露出乳房也可以接受检查, 因此可减轻患者的负担。此外, 该声音耦合器 30C 覆盖两个乳房, 但也可以仅在单侧作为披肩。

在第一实施方式中, 对在诊断乳房时使用的声音耦合器进行了说明。当对乳房以外的部位进行诊断时, 只要使声音耦合器的形状与紧贴该声音耦合器的体表面的形状吻合即可。

另外, 声音耦合器也可以使用形成有上述图案的薄膜 (film) 状 (片 (sheet) 状) 的声音耦合器。

[声音耦合器上形成的图案]

在声音耦合器 30A、30B、30C 上形成有图案 (pattern), 该图案可由设置于超声波探头 2 上的光学传感器 23 读取。参考图 5A、图 5B、图 5C 以及图 5D 对该图案进行说明。图 5A、图 5B、图 5C 以及图 5D 是表示在声音耦合器上形成的图案。在第一实施方式中, 对四种图案进行说明。但该第一实施方式不限于这些例子。只

要是光学传感器 23 可读取的图案并且可确定位置的图案，就被包含在本发明的图案中。

形成在声音耦合器 30A、30B、30C 上的图案具有可由光学传感器 23 读取的形状、文字、或者颜色等。当超声波探头 2 经由声音耦合器 30A、30B、或 30C 扫描被检体（乳房）P 时，由光学传感器 23 读取配置了超声波探头 2 的位置上的图案，并输出给后述的位置分析部 12，由位置分析部 12 确定超声波探头 2 的位置。

图 5A 所示的图案 32A 由被划分为多个区域的二维码（code）构成。详细地说，图案 32A 是由白四边形和黑四边形构成的块（block）状的码图（code pattern），白和黑的排列根据位置（坐标）的不同而不同。这样，由于白和黑的排列根据位置（坐标）的不同而不同，因而，通过将光学传感器 23 读取的局部图案与预先存储在存储器 11 中的图案 32A 进行匹配（matching），可唯一地确定局部图案在图案 32A 上的位置。由此，可唯一地确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。此外，作为图案 32A，即便使用用于商品标签（label）等中的 QR 码（二维条形码（bar code））等图案，也能够确定所读取的局部图案的位置。

图 5B 所示的图案 32B 由多个同心圆和多个从该同心圆的中心沿径向呈辐射状延伸的直线构成。这些多个同心圆和多个直线的粗细分别不同。这样，由于每条线的粗细不同，因而，通过将光学传感器 23 读取的局部图案与预先存储在存储器 11 中的图案 32B 进行匹配，可唯一地确定局部图案在图案 32B 上的位置。由此，可唯一地确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。

图 5C 所示的图案 32C 由多个同心圆、多个从该同心圆的中心沿径向呈辐射状延伸的直线、以及多个点的组合构成，它们的配置根据位置的不同而不同。由此，通过将光学传感器 23 读取的局部图案与预先存储在存储器 11 中的图案 32C 进行匹配，可唯一地确

定局部图案在图案 32C 上的位置。由此，可唯一地确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。

图 5D 所示的图案 32D 由多个区域构成，并在每个区域上分别涂上了不同的颜色。例如，图案 32D 由区域 A~I 构成，并在各个区域 A~I 上分别涂上了不同的颜色。然后，根据位置的不同来改变颜色的组合或区域的形状，由此可通过将光学传感器 23 读取的局部图案与预先存储在存储器 11 中的图案 32D 进行匹配，来唯一地确定局部图案在图案 32D 上的位置。由此，可唯一地确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。

此外，在图 5D 所示的图案 32D 中，所分割的区域的个数较少。根据诊断的目的或类型，有时掌握这样的粗略位置就足以进行诊断。此外，通过增加图案 32D 的分割数并使用多个的颜色，可详细地进行位置的确定。此外，如果使用颜色逐渐变化的彩色图案（梯度图案（gradation pattern）），则获得更详细的位置信息，从而能够更详细地确定超声波探头 2 的位置。

上述图案 32A、32B、32C、以及 32D 既可以形成在声音耦合器 30A、30B、以及 30C 的表面，也可以形成在内部。

表示上述图案 32A、32B、32C、以及 32D 的数据（data）预先被存储在存储器 11 中。此外，在存储器 11 中存储由诊断部位的模式图形构成的体位标记的数据、或用于显示在显示部 10 上的该体位标记上的探头标记的数据。此外，在存储器 11 中还存储有接收发送超声波的条件、用于执行图像的生成以及显示处理的控制程序、患者 ID 或医师的发现等诊断信息、诊断草案（protocol）等。该存储器 11 有时还用于保管在图像存储器（memory）7 中存储的图像。

[光学传感器]

接着，参考图 6、图 7A 以及图 7B 说明设置于超声波探头 2 上

的光学传感器 23。图 6 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的超声波探头和光学传感器的概要结构的立体图。此外，图 7A 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的其他的超声波探头和光学传感器的概要结构的平面图。图 7B 是示出在本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的其他的超声波探头和光学传感器的概要结构的主视图。

如图 6 所示，作为检测单元的光学传感器 23 被设置在超声波探头 2 的壳体（case）21 的侧面。该超声波探头 23 内置有使用 CCD（charge-coupled device，电荷耦合器件）等的小型照相机 24，并用该小型照相机（camera）24 读取形成在声音耦合器上的图案的一部分。由光学传感器 23 读取的图案的信息通过电缆（cable）25 而被输出给位置分析部 12。在不使用电缆 25 的情况下，也可以通过无线来将图案的信息发送给位置分析部 12。

在图 6 所示的超声波探头 2 上，一个光学传感器 23 被设置在超声波探头 2 的侧面。更详细地说，光学传感器 23 设置在超声波探头 2 的壳体 21 的侧面中的与超声波换能器 22 的排列方向（图中的扫描方向 X）垂直的侧面上。该光学传感器 23 被设置的位置与在显示部 10 中显示探头标记（probe mark）的位置对应。

在图 6 所示的超声波探头 2 上，仅将一个光学传感器 23 设置在超声波探头 2 上。也可以在超声波探头 2 中安装两个以上的光学传感器来读取形成在声音耦合器上的图案。通过设置多个光学传感器来读取多个位置的图案，能够提高位置检测的精度。

此外，如图 7A 和图 7B 所示，也可以在超声波探头 2 的侧面设置两个光学传感器 26A、26B。在图 7A 和图 7B 所示的例子中，在壳体 21 内设置两个光学传感器 26A、26B。如此，通过将光学传感器设置在壳体 21 内，能够使来自光学传感器 26A、26B 的信号包

含到用于超声波的接收发送信号的电缆中。与图 6 所示的光学传感器 23 一样, 光学传感器 26A 内置有使用 CCD 等的小型照相机 27A, 光学传感器 26B 也内置有使用 CCD 等的小型照相机 27B, 并用小型照相机 27A 和 27B 读取形成在声音耦合器上的图案的一部分。

在图 7A 和图 7B 所示的超声波探头中, 光学传感器 26A 和光学传感器 26B 设置在超声波探头 2 的侧面中的彼此相反一侧的侧面上。更详细地说, 光学传感器 26A 设置在与超声波换能器 22 的排列方向(图中的扫描方向 X)垂直的侧面, 光学传感器 26B 设置在与设置有光学传感器 26A 的侧面相反一侧的侧面上。光学传感器 26A 被设置的位置与在显示部 10 上显示的探头标记的一端位置对应, 光学传感器 26B 被设置的位置对应于与该一端相反一侧的端部的位置。

由光学传感器 26A 和 26B 读取的局部图案的信息通过电缆(没有图示)而被输出给位置分析部 12。另外, 也可以通过无线来将图案的信息发送给位置分析部 12。在图 7A 和图 7B 所示的例子中, 由于光学传感器 26A 读取的图案和光学传感器 26B 读取的图案的花纹不同, 因而可由位置分析部 12 确定光学传感器 26A 和 26B 的各自的位置。

[位置分析部]

图 3 所示的位置分析部 12 接收由光学传感器 23、或光学传感器 26A、26B 读取的局部图案的信息, 并从存储部 11 中读入形成在声音耦合器 30A、30B、或 30C 上的图案的信息。然后, 位置分析部 12 参照存储在存储部 11 中的图案来确定由光学传感器 23、或光学传感器 26A、26B 检测出的局部图案的位置(坐标)。即, 位置分析部 12 将由光学传感器 23 等读取的局部图案和存储在存储器 11 中的图案进行匹配, 求出局部图案在存储于存储部 11 中的图案

上的位置（坐标）。然后，位置分析部 12 向显示控制部 9 输出表示图案上的位置的信息（坐标信息）。此外，通过将显示于显示部 10 上的体位标记的坐标系与形成在声音耦合器 30A 等上的图案的坐标系对应起来，从而，由位置分析部 12 求出的图案上的坐标与体位标记上的坐标。

此外，位置分析部 12 既可以由硬件（hardware）构成，来实施确定位置的功能，也可以具备 CPU 等运算装置，通过读入并执行存储于存储器 11 中的位置分析用程序，执行实施确定位置的功能。

显示控制部 9 从图像形成部 8 接收 B 模式断层图像数据等超声波图像数据，并将基于该超声波图像数据的超声波图像显示在显示部 10 上。而且，显示控制部 9 从存储部 11 中读入体位标记和探头标记，并将探头标记重叠在该体位标记上，显示到显示部 10 上。此时，显示控制部 9 将探头标记重叠在体位标记中的由位置分析部 12 求出的位置（坐标）上并显示到显示部 10 上。

此外，显示控制部 9 也可以将文字信息或刻度等重叠在超声波图像上并显示在显示部 10 上。

[显示部]

在显示部 10 上例如显示断层图像和体位标记。参考图 8 来对本显示例进行说明。图 8 是示出显示于显示部上的图像和体位标记的一个例子的画面的图。

在显示部 10 显示诊断部位的断层图像 40 和表示该诊断部位的体位标记 41。例如当对乳房进行诊断时，表示乳房的体位标记 41 被显示在监视器（monitor）画面 10A 上，并且表示超声波探头 2 的位置的探头标记 Pr 被显示在体位标记 41 上。由于体位标记 41 表示被检体（乳房）P，探头标记 Pr 表示超声波探头 2，所以通过在体位标记 41 上表示探头标记 Pr，被检体（乳房）P 和超声波探头 2

的位置关系被显示在显示部 10 上。

在第一实施方式中，探头标记 Pr 具有矩形形状，表示超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。显示控制部 9 若从位置分析部 12 接收到体位标记 41 上的位置信息（坐标信息），则将探头标记 Pr 表示在该位置上。

探头标记 Pr 表示超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。由于声音耦合器 30A 设置在被检体（乳房）P 上，所以探头标记 Pr 也就表示超声波探头 2 在被检体（乳房）P 上的位置。并且，通过参考探头标记 Pr 在体位标记 41 上的位置，可容易地掌握取得断层图像 40 的位置（由超声波探头 2 扫描的位置）。

通过移动超声波探头 2，光学传感器 23 所读取的局部图案会不同，因此探头标记 Pr 被显示在基于该局部图案的信息而求出的位置上。即，随着超声波探头 2 的移动，探头标记 Pr 在体位标记 41 上的位置也发生移动。由此，可容易地掌握获得显示于监视器画面 10A 上的断层图像 40 等超声波图像的位置（由超声波探头 2 扫描的位置）。

[探头标记]

此外，当如图 7A 和图 7B 所示那样在超声波探头 2 上设置两个光学传感器时，探头标记 Pr 的一端部的位置与一个光学传感器的位置对应，探头标记 Pr 的另一端部的位置与另一个光学传感器的位置对应。由此，还可以确定超声波探头 2 所朝着的方向。

例如，如图 9 所示，探头标记 Pr 的标记端部 PrA 的位置对应于光学传感器 26A 的位置，标记端部 PrB 的位置对应于光学传感器 26B 的位置。基于由光学传感器 26A 读取的局部图案，能够确定光学传感器 26A 在声音耦合器 30A 上的位置，该位置对应于标记端部 PrA 在体位标记 41 上的位置。并且，基于由光学传感器 26B 读取的局部图案，能够确定光学传感器 26B 在声音耦合器 30A 上的

位置，该位置对应于标记端部 PrB 在体位标记 41 上的位置。

如上所述，通过用多个光学传感器确定超声波探头 2 的位置，可结合超声波探头 2 的朝向在显示部 10 上显示探头标记 Pr。

此外，通过使形成在声音耦合器 30A、30B 以及 30C 上的图案在左右乳房上为不同的图案，可确定进行诊断的乳房。例如，在安装到右乳房上的声音耦合器上形成用于右侧的图案，在安装到左乳房上的声音耦合器上形成用于左侧的图案，从而根据用于右侧和左侧来形成不同的图案。在表示用于右侧的图案的信息中附加表示用于右侧的识别信息并存储到存储部 11 中，在表示用于左侧的图案的信息中附加表示用于左侧的识别信息并存储到存储部 11 中。

然后，位置分析部 12 通过对由光学传感器 23 读取的局部图案和存储在存储部 11 中的图案进行比较，来确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。此时，由于使用于右侧的图案和用于左侧的图案为不同的图案，因而，通过对由光学传感器 23 读取的局部图案和存储在存储部 11 中的用于右侧或用于左侧的图案进行比较，不仅可确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置，还可确定乳房的左右。

如此，由位置分析部 12 获得表示超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置的信息（坐标信息）、和表示作为诊断对象的右乳房或左乳房的信息。位置分析部 12 将表示超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置的信息（坐标信息）和表示右或左乳房的信息一起输出给显示控制部 9。

然后，显示控制部 9 例如若从位置分析部 12 接收到表示左乳房的信息，则从存储部 11 中读入用于左乳房的体位标记，并将用于左乳房的体位标记显示到显示部 10 上，而且将探头标记重叠在由位置分析部 12 求出的位置（坐标）上来进行显示。此外，显示控制部 9 若从位置分析部 12 接收到表示右乳房的信息，则从存储部

11 中读入用于右乳房的体位标记，并将用于右乳房的体位标记显示到显示部 10 上，而且将探头标记重叠在由位置分析部 12 求出的位置（坐标）上来进行显示。如此，通过准备用于右侧的图案和用于左侧的图案，还可以自动确定左右。

另外，如图 8 所示，也可以基于由位置分析部 12 确定的位置，在体位标记 41 上显示使超声波探头 2 移动的轨迹 42。例如，显示控制部 9 将体位标记 41 上的显示探头标记 Pr 的范围的颜色涂成与未显示探头标记 Pr 的范围的颜色不同的颜色并显示到显示部 10 上。由此，区别显示超声波探头 2 所通过的范围的颜色与未通过的范围的颜色，因此能够容易掌握超声波探头 2 所通过的范围。即，通过将探头标记 Pr 所通过的范围的颜色涂成与未通过的范围的颜色不同的颜色，容易区别开由超声波探头 2 进行了检查的范围和未进行检查的范围，可以容易地掌握已进行检查的范围和尚未进行检查的范围。

此外，为了在操作者无意地将超声波探头 2 接触到被检测器（乳房）P 上时也不会表示出轨迹，也可以使描绘轨迹的定时（timing）可控。例如，在输入部 15 上设置检查按钮（button），并通过操作者按下该检查按钮来切换探头标记或轨迹的描绘开始或描绘结束。

具体来说，若操作者按下检查按钮，则与该按下相对应的信号被输出给控制部 13。控制部 13 在接收到该信号后，向显示控制部 9 输出描绘开始命令。显示控制部 9 在从控制部 13 接收到描绘开始命令后，在显示部 10 上显示探头标记和轨迹。然后，若再次按下检查按钮，则控制部 13 向显示控制部 9 输出描绘停止命令，显示控制部 9 在从控制部 13 接收到描绘停止命令后，停止探头标记和轨迹的描绘。这样，通过由操作者指示描绘的定时，可防止无意识的轨迹的描绘。

此外，还可以通过操作者按下检查按钮来开始或结束光学传感器 23 的图案的读取。此时，若操作者按下检查按钮，则控制部 13 向光学传感器 23 输出检查开始命令。光学传感器 23 在接收到该检查开始命令之后，读取形成在声音耦合器上的图案，并将该图案的信息输出给位置分析部 12。然后，由位置分析部 12 实施匹配处理来确定超声波探头 2 的位置，并在显示部 10 上显示该位置。然后，若再次按下检查按钮，则控制部 13 向光学传感器 23 输出检查停止命令。光学传感器 23 在接收到该检查停止命令之后，停止图案的读取。如此，通过控制光学传感器 23 所进行的图案的读取，可防止无意识的轨迹的描绘。

此外，通过将脚踏开关（foot switch）设为检查按钮并用脚操作该脚踏开关，或者在超声波探头 2 上设置检查按钮，操作者可容易地指示描绘的定时。由此，可不妨碍检查地实施检查。

（动作）

接着，参考图 10 来对本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置的动作进行说明。图 10 是示出由本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置进行的一系列的动作的流程图。

在进行检查之前，使患者穿上声音耦合器 30A、30B、或 30C。当对乳房进行诊断时，将声音耦合器 30A、30B、或 30C 穿到乳房上。当如声音耦合器 30C 那样使用可肩披的声音耦合器时，患者可在更衣室等中穿着声音耦合器 30C，从而具有能够在不暴露乳房的情况下接受诊断的效果。

（步骤（step）S01）

首先，将表示进行诊断的部位的体位标记显示在显示部 10 上。例如，当对乳房进行诊断时，如果操作者使用输入部 15 指定了表示乳房的体位标记，显示控制部 9 就会从存储于存储部 11 中的体位标记中读入用于乳房的体位标记并在显示部 10 上显示用于乳房

的体位标记。

(步骤 S02)

接着, 操作者将超声波探头 2 接触到声音耦合器 30A 上。然后, 由超声波探头 2 发送超声波, 基于接收的反射波来生成 B 模式断层图像数据, 并在显示部 10 上显示断层图像。

(步骤 S03)

然后, 操作者在期望的定时给出开始检查的指示。例如, 通过按下设置于输入部 15 上的检查按钮, 来向超声波图像取得装置给出开始检查的指示。

(步骤 S04)

若由操作者给出了开始检查的指示, 则光学传感器 23 检测形成于声音耦合器 30A 上的图案, 并将表示该图案的信息输出给位置分析部 12。

此外, 在第一实施方式中, 在给出开始检查的指示之后, 由光学传感器 23 检测声音耦合器 30A 的图案, 并将该图案信息输出给位置分析部 12, 但也可以不等待该开始检查的指示, 而由光学传感器 23 检测声音耦合器 30A 的图案并输出给位置分析部 12。

(步骤 S05)

位置分析部 12 在从光学传感器 23 接收到表示图案的信息之后, 从存储部 11 中读入表示形成于声音耦合器 30A 上的图案的信息, 并将从光学传感器 23 接收的图案和存储器 11 中存储的图案进行匹配, 由此确定光学传感器 23 读取的图案的位置(坐标)。该位置(坐标)表示超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置(坐标)。位置分析部 12 将表示该位置的信息(坐标信息)输出给显示控制部 9。

(步骤 S06)

显示控制部 9 在从位置分析部 12 中接收到表示超声波探头 2 的

位置的信息（坐标信息）之后，将探头标记重叠到体位标记上的由位置分析部 12 确定的位置（坐标）并显示到显示部 10 上。

例如，如图 8 所示，显示控制部 9 在显示部 10 的监视器画面 10A 上显示断层图像 40 和体位标记 41。并且，显示控制部 9 将表示超声波探头 2 的探头标记 Pr 显示到体位标记 41 上的由位置分析部 12 确定的位置（坐标）上。由此，取得断层图像的位置被自动求出并被显示在显示部 10 上。

（步骤 S07）

然后，当结束检查时，操作者在期望的定时给出结束检查的指示。例如，通过再次按下设置于输入部 15 上的检查按钮来向超声波图像取得装置给出结束检查的指示。若给出了结束检查的指示（步骤 S07、“是”），探头标记 Pr 的更新停止。另一方面，在没有给出结束检查的指示（步骤 S07、“否”）时，重复执行步骤 S04～步骤 S06 的动作，并随着超声波探头 2 的移动，探头标记 Pr 在体位标记 41 上移动显示。

当不结束检查时（步骤 S07、“否”），基于由光学传感器 23 新检测的图案，确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置（坐标），并按照表示该位置的信息（坐标信息），在体位标记 41 上显示探头标记 Pr。此外，随着探头标记 Pr 的移动，显示控制部 9 将探头标记 Pr 所移动的范围涂成与其余的范围不同的颜色并显示在显示部 10 上。由此，可容易地辨别由超声波探头 2 扫描的范围和未扫描的范围。

此外，除了将表示超声波探头 2 的位置的信息作为探头标记 Pr 显示在体位标记 41 上之外，也可以记录超声波图像，并将表示超声波探头 2 的位置的信息（坐标信息）记录为超声波图像的附属信息。例如，将表示在图 8 的监视器画面 10A 上显示的体位标记 41、探头标记 Pr 以及轨迹 42 的图形信息原样记录到存储部 11

中。由此，当为了阅片而读出超声波图像时，表示取得超声波图像的位置的探头标记 Pr 被显示在体位标记 41 上，从而可容易地掌握取得超声波图像的位置。

此外，通过自动记录超声波探头 2 的位置，可防止忘记在体位标记 41 上附加探头标记 Pr，或者将附加探头标记 Pr 的位置弄错的情况。而且，由于自动附加探头标记 Pr，因而可减少操作者附加探头标记 Pr 的时间。由此，当对许多患者进行检查时，能够减轻操作者的负担，还能够缩短检查时间。

此外，也可以将探头标记 Pr 在体位标记 41 上的坐标信息存储到存储器 11 中。由此，可存储超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置。而且，当为了阅片而读出超声波图像时，该坐标信息被显示在体位标记 41 上，从而可容易地掌握取得超声波图像的位置。另外，也可以由操作者选择显示位置信息或不显示位置信息。

例如，将体位标记 41 的中心设为极坐标系的中心，将探头标记 Pr 被显示的角度（方向）和从中心到探头标记 Pr 的距离记录在存储器 11 中。由于体位标记 41 的中心与声音耦合器 30A 的中心对应，所以记录了将声音耦合器 30A 的中心作为极坐标系的中心时的、超声波探头 2 被设置的角度（方向）和从中心到超声波探头 2 的距离。

具体来说，将体位标记 41 的中心设为时钟的中心，记录了探头标记 Pr 被显示的时间（方向）和从中心到探头标记 Pr 的距离。由于体位标记 41 的中心与声音耦合器 30A 的中心对应，所以记录了将声音耦合器 30A 的中心作为时钟的中心时的、超声波探头 2 被设置的时间（方向）和从中心到超声波探头 2 的距离。

此外，当对乳房进行诊断时，也可以在存储器 11 中与超声波探头 2 的位置信息一起记录表示乳房的左右的信息。

此外，也可以按照超声波探头 2 所接收的反射波的电平

(level) 来停止探头标记 Pr 和轨迹的描绘。例如, 设置判断部(没有图示), 该判断部接收从接收部 4 输出的信号, 并进行超声波探头 2 是否从声音耦合器离开了的判断。例如, 如果从接收部 4 输出的信号变为预先设定的信号电平以下、例如噪声电平(noise level)以下, 判断部就判断为超声波探头 2 离开了声音耦合器。

当判断出超声波探头 2 离开了声音耦合器时, 判断部将该判断结果输出给控制部 13。控制部 13 在接收到该判断结果后, 向显示控制部 9 输出描绘停止命令。控制部 9 在接收到描绘停止命令之后, 停止探头标记 Pr 和轨迹的描绘。由此, 可防止无意识的轨迹的描绘和记录。

此外, 控制部 13 也可以在从判断部接收到判断结果后, 向光学传感器 23 输出检查停止命令。光学传感器 23 在接收到该检查停止命令后, 停止图案的读入。由此, 可防止无意识的轨迹的描绘和记录。

[超声波探头倾斜度的检测]

接着, 参考图 11 说明检测超声波探头 2 的倾斜度的方法。图 11 是示出用于本发明第一实施方式涉及的超声波图像取得装置中的其他的超声波探头和光学传感器的概要结构的平面图。

如图 11 所示, 将两个光学传感器 28A 和光学传感器 28B 设置在超声波探头 2 的侧面中的彼此相反一侧的侧面上。更详细地说, 光学传感器 28A 设置在与超声波换能器 22 的排列方向(图中的扫描方向 X)平行的侧面, 光学传感器 28B 设置在与设置光学传感器 28A 的侧面相反一侧的侧面上。

此外, 光学传感器 28A、28B 既可以设置在壳体 21 内, 也可以设置在壳体 21 的外部。

与图 6 所示光学传感器 23 一样, 光学传感器 28A 内置有使用 CCD 等的小型照相机 29A, 光学传感器 28B 也内置有使用 CCD 等

的小型照相机 29B，并用小型照相机 29A 和 29B 读取形成在声音耦合器上的图案的一部分。

由光学传感器 28A 和 28B 读取的局部图案的信息通过电缆（没有图示）被输出给位置分析部 12。在图 11 所示的例子中，光学传感器 28A 读取的图案和光学传感器 28B 读取的图案的花纹不同，因此，可由位置分析部 12 确定光学传感器 28A 和 28B 各自的位置。

位置分析部 12 与上述的处理同样地，将由光学传感器 28A 和 28B 读取的局部图案和存储于存储部 11 中的图案进行匹配，从而求出局部图案在存储部 11 所存储的图案中的位置（坐标）。然后，位置分析部 12 将表示图案状的位置的信息（坐标信息）输出给显示控制部 9。显示控制部 9 将探头标记重叠到体位标记上的由位置分析部 12 求出的位置（坐标）并显示在显示部 10 上。

另外，当如图 11 所示那样配置光学传感器 28A 和 28B 时，位置分析部 12 还计算超声波探头 2 的倾斜度。例如，当超声波探头 2 相对于被检体平行设置时，由光学传感器 28A 检测的光量和由光学传感器 28B 检测的光量相同。这是因为：如果超声波探头被平行设置，则光学传感器 28A 与被检体之间的距离和光学传感器 28B 与被检体的距离相等，光学传感器 28A、28B 所接受的光量也就相等。

与此相对，当超声波探头 2 向垂直于扫描方向 X 的方向倾斜时，光学传感器 28A 与被检体之间的距离和光学传感器 28B 与被检体之间的距离就会不同，光学传感器 28A 所接受的光量和光学传感器 28B 所接受的光量成为不同。

位置分析部 12 对光学传感器 28A 所接受的光量和光学传感器 28B 所接受的光量进行比较，并基于光量差来求出超声波探头 2 向垂直于扫描方向 X 的方向倾斜的角度。

显示控制部 9 在从位置分析部 12 接收到表示超声波探头 2 的倾斜角度的信息之后，在显示部 10 上与超声波探头的位置一起显示表示超声波探头的倾斜度的角度。

[第二实施方式]

下面，参考图 12 和图 13 说明本发明第二实施方式涉及的超声波图像取得装置。图 12 是示出本发明第二实施方式涉及的超声波图像取得装置的结构框图。图 13 是示出在本发明第二实施方式涉及的超声波图像取得装置中使用的声音耦合器的立体图。

在第二实施方式中，代替第一实施方式中的声音耦合器 30A、30B 以及 30C，使用了声音耦合器 50。此外，第二实施方式涉及的超声波图像取得装置 1A 具有其他的位置分析部 12A 代替位置分析部 12。而且，在超声波探头 2 上设置了接收器 52 代替光学传感器 23。声音耦合器 50、位置分析部 12A 以及接收器 52 以外的结构与第一实施方式涉及的超声波图像取得装置所具有的结构相同，因此，省略说明。下面对声音耦合器 50 的结构、位置分析部 12A 的功能、以及接收器 52 的功能进行说明。

如图 13 所示，在第二实施方式涉及的声音耦合器 50 中嵌入了多个小型的无线识别标签（tag）（Radio Frequency Identification: RF-ID）51，作为发送单元。在每个无线识别标签 51 中存储有各自固有的 ID 信息（识别信息），并发送该 ID 信息。各个无线识别标签 51 的 ID 信息（识别信息）和表示各个无线识别标签 51 在声音耦合器 50 上的位置的信息（坐标信息）相对应地存储在存储器 11 中。

在超声波探头 2 中设置了用于检测无线识别标签 51 的 ID 信息的接收器 52。当操作者将超声波探头 2 在声音耦合器 50 的表面上进行扫描时，接收器 52 接收从设置于最接近位置上的无线识别标签 51 发送的 ID 信息。由接收器 52 接收的 ID 信息被输出给位置分

析部 12A。

例如，当各无线识别标签 51 发送相同电平的信号时，接收器 52 在接收了多个信号中后，将发送了最高信号电平的无线识别标签 51 的 ID 信息输出给位置分析部 12A。这是因为：认为发送了最高信号电平的无线识别标签 51 位于最接近超声波探头 2 的位置，并认为该无线识别标签 51 与超声波探头 2 的位置对应。

位置分析部 12A 在从接收器 52 接收到 ID 信息之后，参照存储于存储部 11 中的无线识别标签 51 的 ID 信息和表示位置的信息（坐标信息）的对应关系，确定带有该 ID 信息的无线识别标签 51 在声音耦合器 50 上的位置（坐标）。该位置（坐标）相当于超声波探头 2 在声音耦合器 50 上的位置（坐标）。然后，位置分析部 12A 将表示超声波探头 2 的位置的信息（坐标信息）输出给显示控制部 9。

显示控制部 9 与第一实施方式一样地，从存储部 11 读入体位标记，并将探头标记重叠到该体位标记上显示到显示部 10 上。此时，显示控制部 9 将探头标记重叠到体位标记上的由位置分析部 12A 求出的位置（坐标）上并显示到显示部 10 上。与第一实施方式涉及的超声波图像取得装置一样，在显示部 10 上显示断层图像等超声波图像和体位标记，并且在该体位标记上显示表示超声波探头 2 的位置的探头标记。

如上所述，通过使用发送固有的 ID 信息（识别信息）的无线识别标签 51，能够确定超声波探头 2 在声音耦合器 50 上的位置，因此，操作者可容易地掌握取得超声波图像的位置。

此外，与第一实施方式一样，在第二实施方式中，也可以通过在左右乳房使无线识别标签 51 的配置图案为不同的图案来确定进行诊断的乳房。此外，与第一实施方式一样，也可以基于由位置分析部 12A 确定的超声波探头 2 的位置来在体位标记上显示超声波探

头 2 移动的轨迹。而且，也可以与超声波图像一起记录作为声波图像的附属信息的表示超声波探头 2 的位置的信息（坐标信息）。此时，既可以原样记录表示体位标记、探头标记以及轨迹的图形信息，也可以记录超声波探头 2 在声音耦合器 50 上的坐标信息。

（变形例）

下面参考图 14 说明上述第一实施方式和第二实施方式涉及的超声波探头的变形例。图 14 是示出变形例涉及的超声波探头的侧视图。与第一实施方式和第二实施方式一样，在该变形例涉及的超声波探头 2 中设置了光学传感器 23 或接收器 52。而且，与第一实施方式和第二实施方式一样，使用了声音耦合器 30A、30B、30C 或者声音耦合器 50 声音耦合器。

与第一实施方式一样，当使用形成有固定的图案的声音耦合器 30A、30B、或 30C 声音耦合器时，在超声波探头 2 上设置光学传感器 23，通过该光学传感器 23 来读取形成于声音耦合器 30A、30B、或 30C 上的图案，并将表示该图案的信息输出给图 3 所示的位置分析部 12。位置分析部 12 与第一实施方式一样地确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A、30B、或 30C 上的位置（坐标）。

另一方面，与第二实施方式一样，当使用设置了无线识别标签 51 的声音耦合器 50 声音耦合器时，在超声波探头 2 上设置接收器 52，通过该接收器 52 来接收设置于声音耦合器 50 上的无线识别标签 51 的 ID 信息，并将该接收到的 ID 信息输出给图 12 所示的位置分析部 12A。位置分析部 12A 与第二实施方式一样地确定超声波探头 2 在声音耦合器 50 上的位置（坐标）。

在该变形例中，由保持部件 60 以夹持超声波探头 2 的两侧的方式保持着该超声波探头 2。该保持部件 60 通过没有图示的关节部件与机械臂 61（arm）连接。并且，通过由没有图示的驱动部使臂 61 运动，可使保持部件 60 向任意的方向移动。由此，可以使被保持

部件 60 保持的超声波探头 2 在声音耦合器上一边与声音耦合器接触一边沿任意的方向移动。此外，保持部件 60、臂 61 以及驱动部相当于使超声波探头 2 移动的移动部的一个例子。

由图 3 或图 12 所示的控制部 13 控制该臂 61 的移动。该臂 61 的移动速度、移动距离以及移动方向等已被预先设定，按照规定的程序使臂 61 移动。并且，超声波探头 2 随着臂 61 的移动而在声音耦合器 30A 上移动。例如，当使用形成有规定的图案的声音耦合器 30A 声音耦合器时，由光学传感器 23 读取声音耦合器 30A 的图案，由位置分析部 12 确定超声波探头 2 在声音耦合器 30A 上的位置（坐标）。

如上所述，通过利用按照规定的程序机械移动的臂 61 使超声波探头 2 自动扫描，即便患者不同也可进行相同的动作，因此能够推定取得断层图像的位置。而且，通过在声音耦合器上形成规定的图案或设置无线识别标签来实时检测超声波探头 2 的位置，能够更加容易地掌握超声波探头 2 的位置（取得超声波图像的位置）。

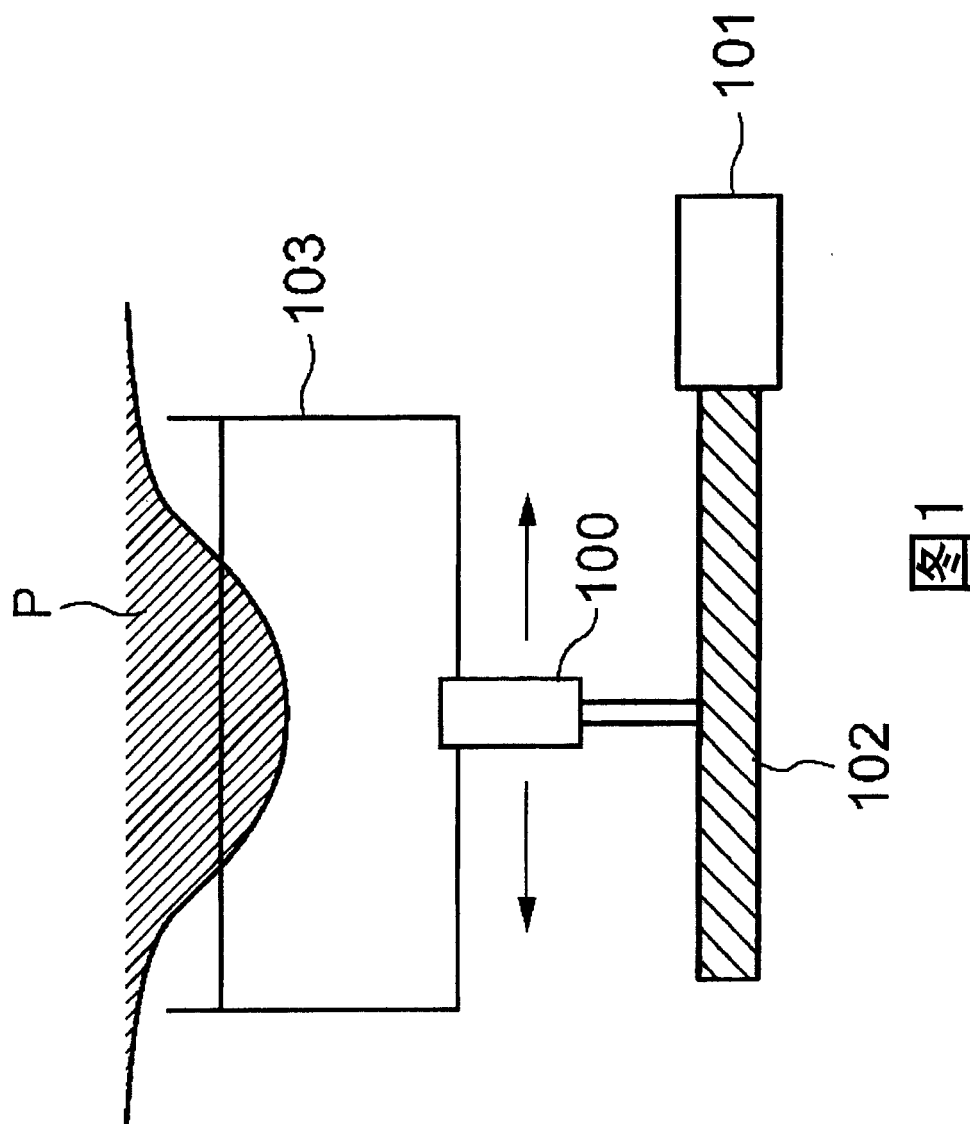


图1

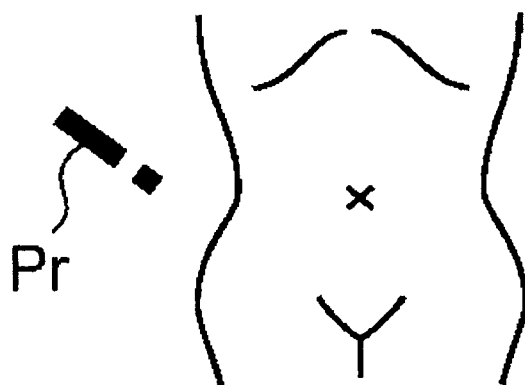


图2A

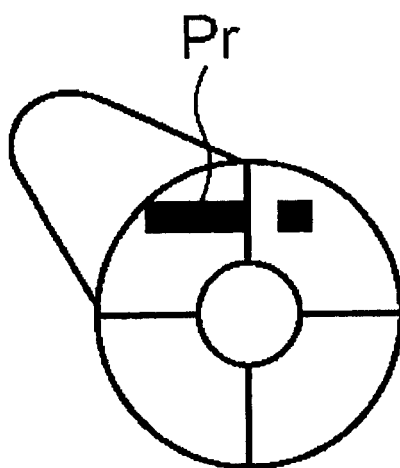


图2B

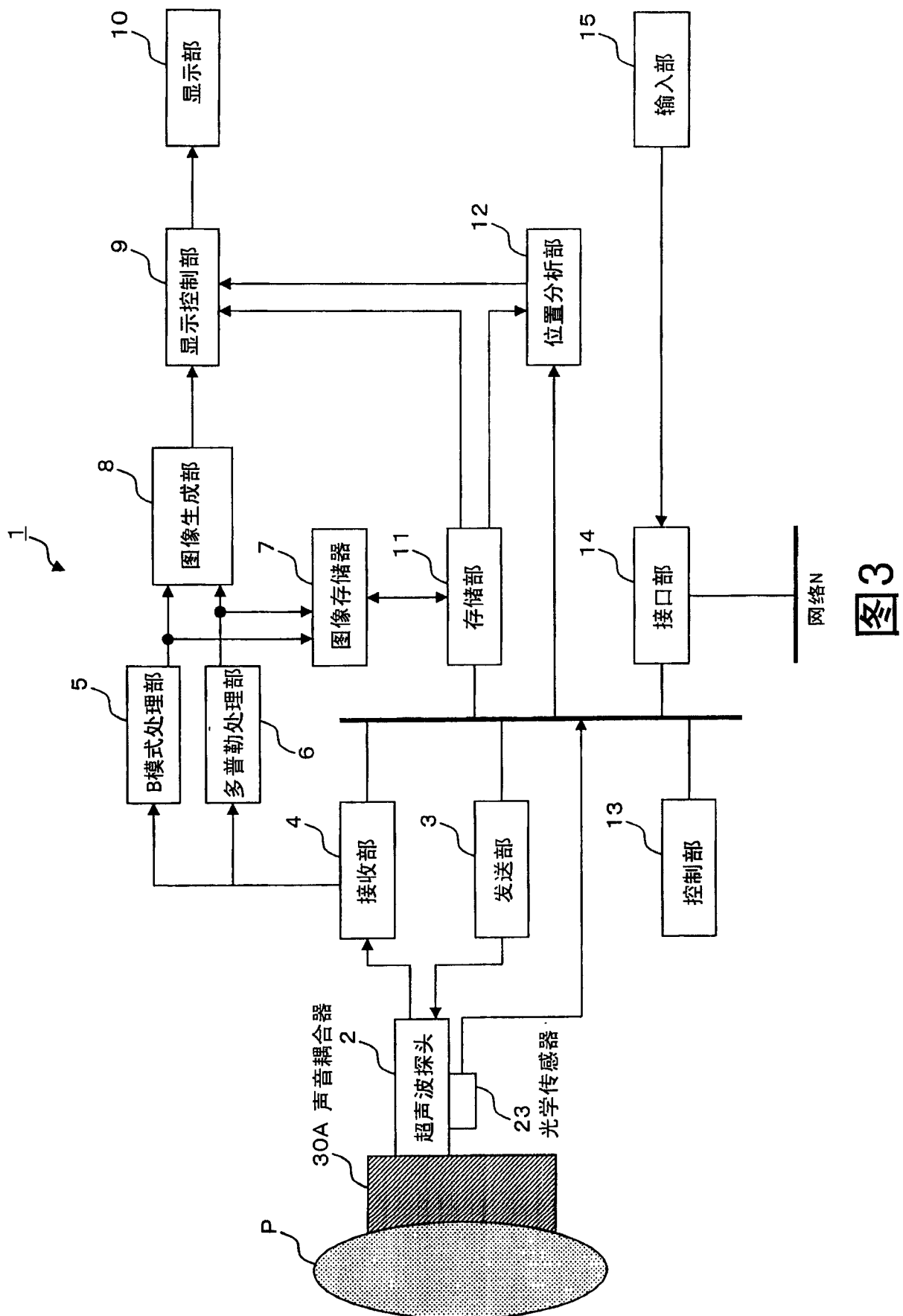


图3

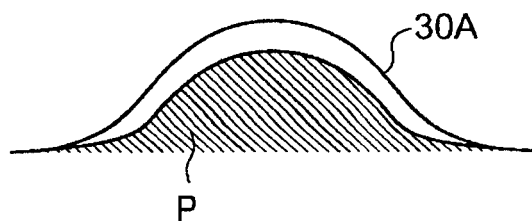


图4A

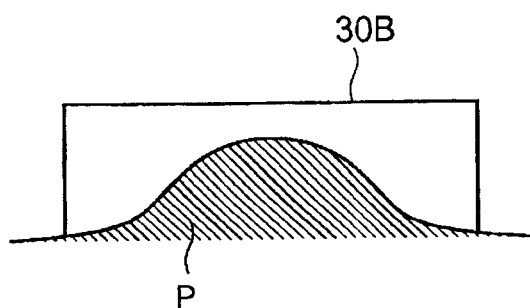


图4B

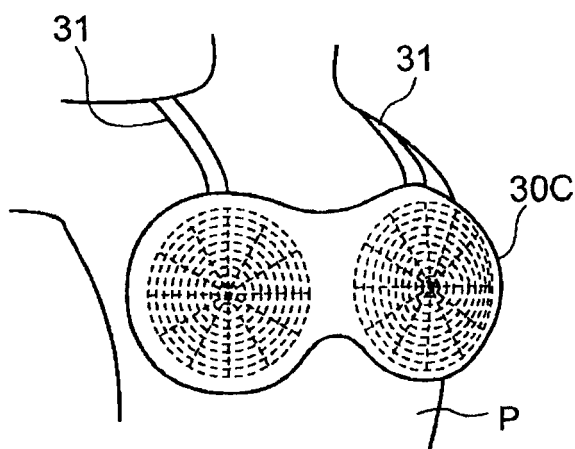
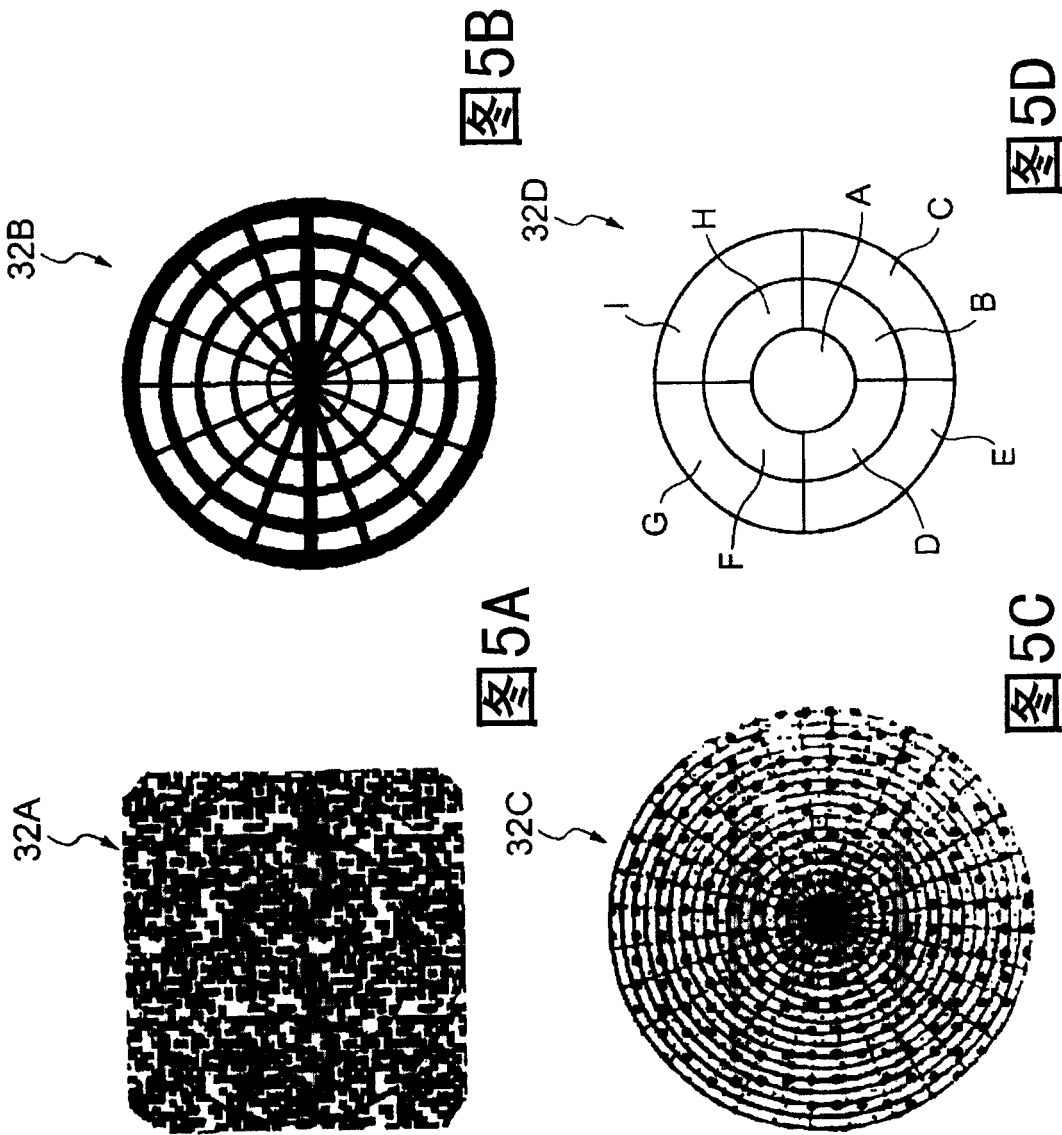
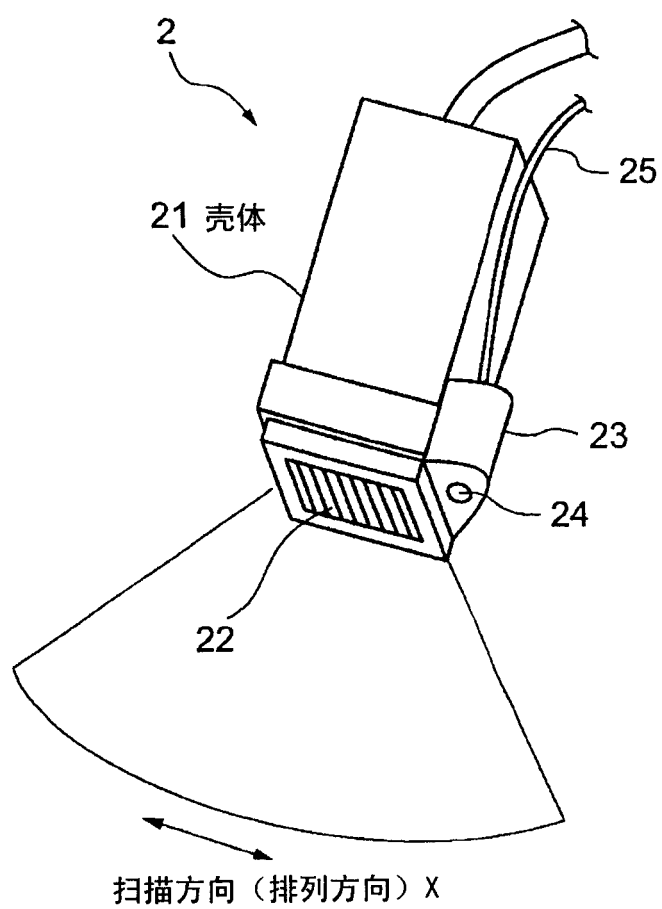


图4C



**图6**

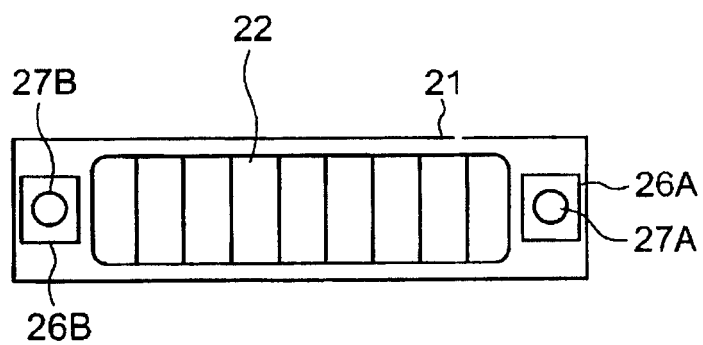


图7A

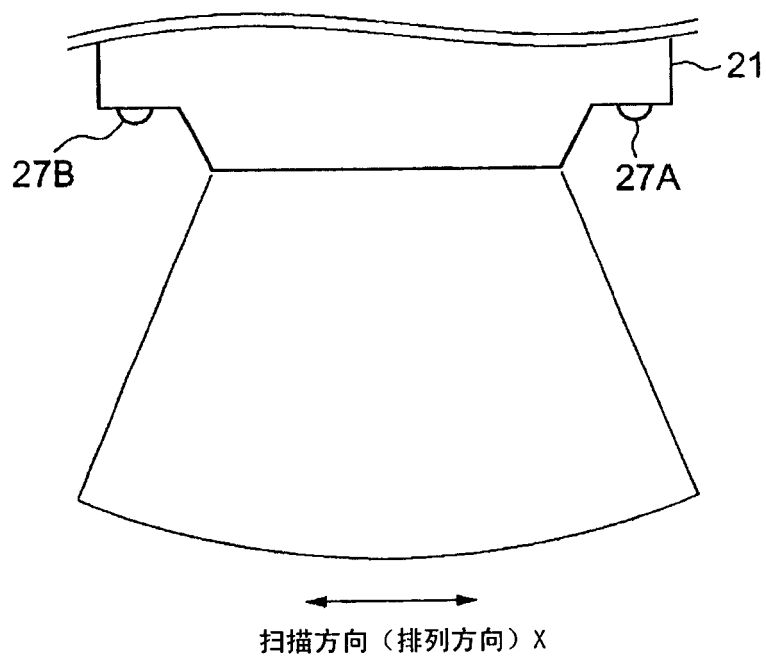


图7B

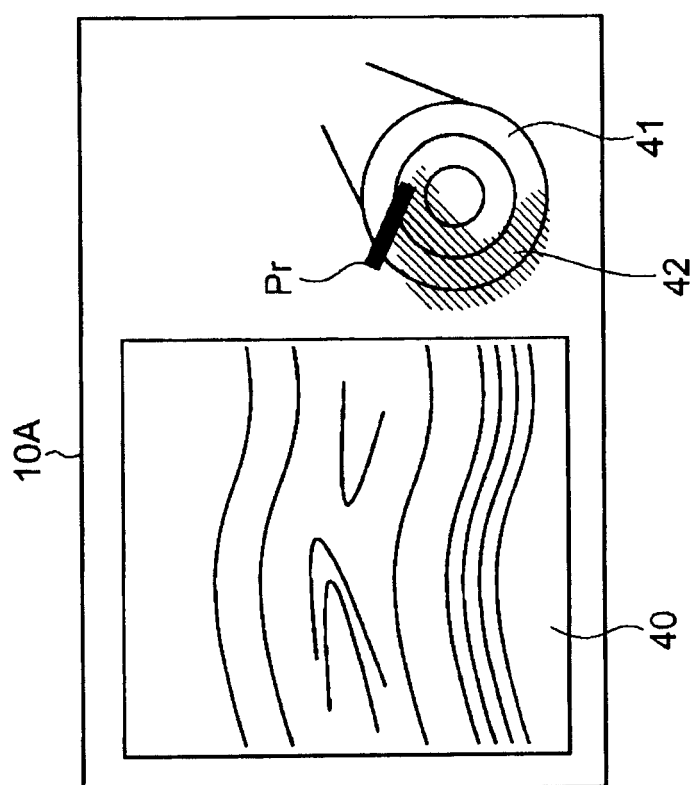
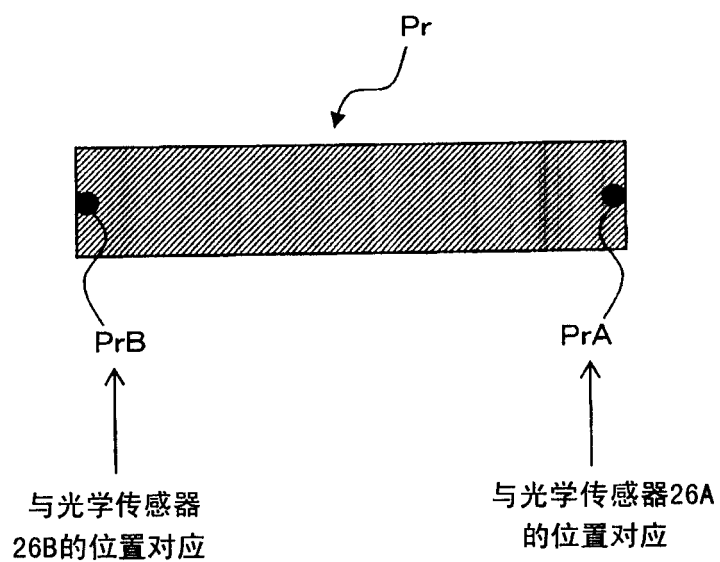


图8

**图9**

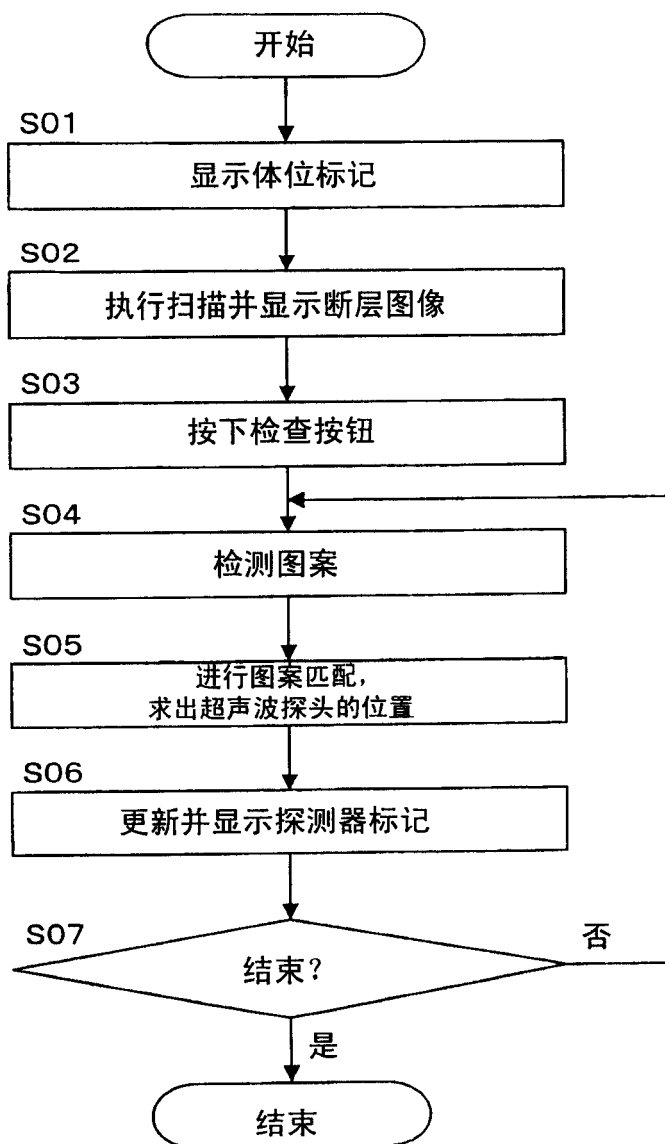
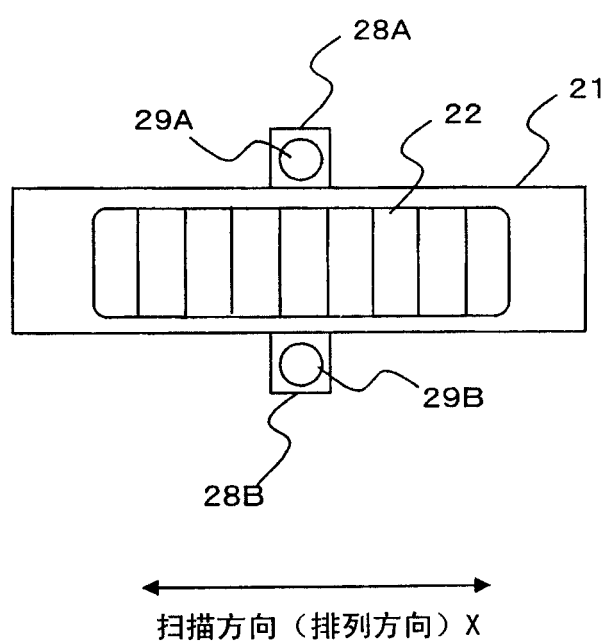


图10

**图11**

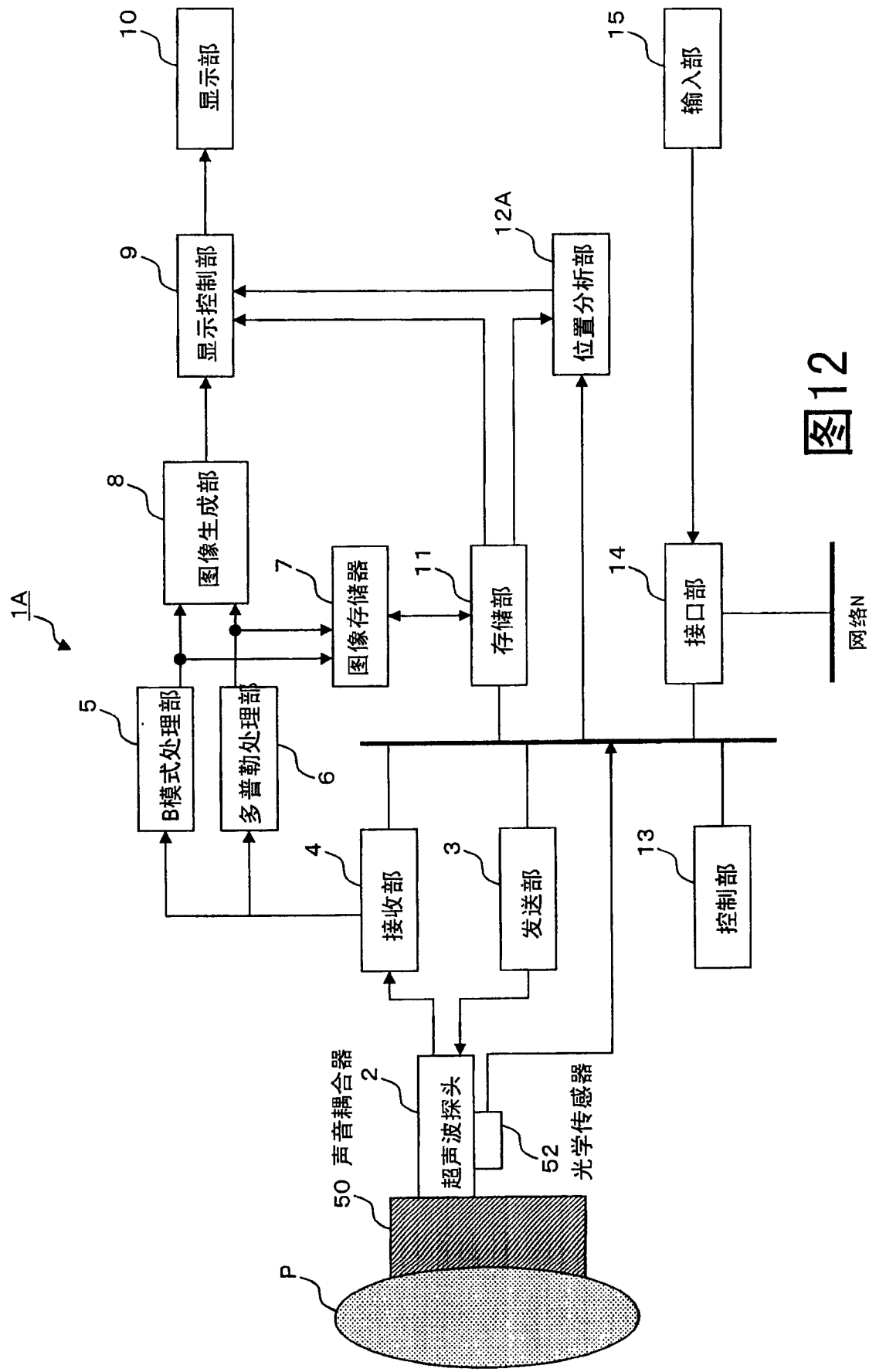


图12

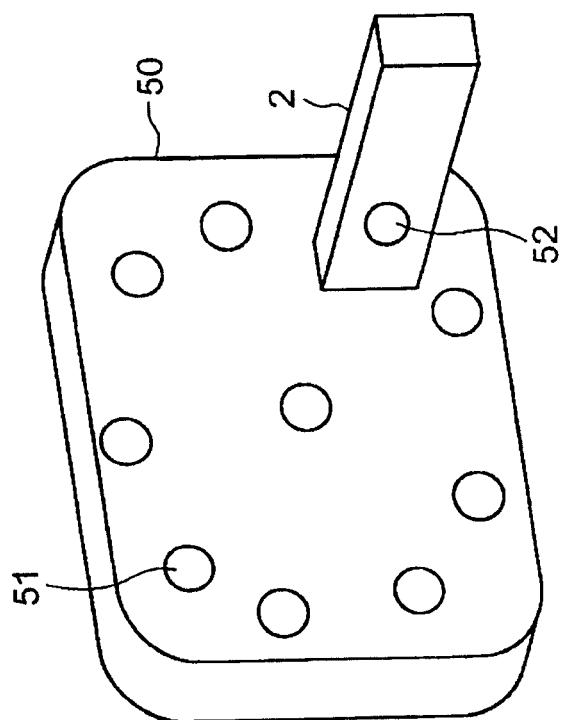


图13

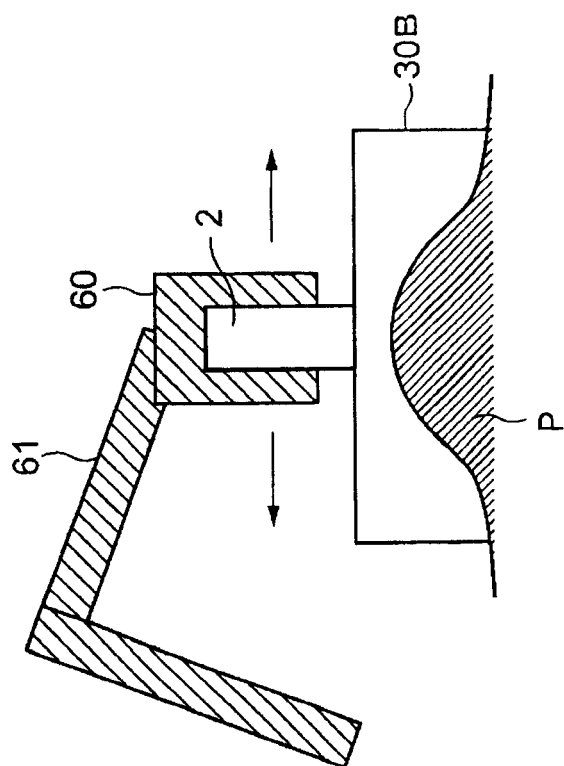


图14

专利名称(译)	超声波图像取得装置以及超声波低衰减介质		
公开(公告)号	CN101032411A	公开(公告)日	2007-09-12
申请号	CN200710086237.6	申请日	2007-03-09
[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	神山直久 冈村阳子		
发明人	神山直久 冈村阳子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4245 A61B8/14 A61B8/4281 A61B8/4218 A61B8/4254 A61B8/4438 A61B8/4444		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2006066710 2006-03-10 JP		
其他公开文献	CN100469319C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波图像取得装置包括超声波探头、检测部、位置分析部、显示控制部、显示部以及存储部。检测部设置在超声波探头上，检测形成于超声波低衰减介质上的规定图案的一部分。存储部中预先存储形成于超声波低衰减介质上的规定图案。位置分析部若从检测部接收到检测结果，则通过参照存储部中存储的规定图案来确定所检测的图案的一部分在规定图案上的位置。显示控制部将所检测的规定图案的一部分的位置作为超声波探头的位置，在显示部上显示超声波探头与被检体之间的位置关系。

