



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103565472 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 12

(21) 申请号 201310318741. X

(22) 申请日 2013. 07. 26

(30) 优先权数据

2012-165285 2012. 07. 26 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 雨宫慎一 野崎光弘

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 何欣亭 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

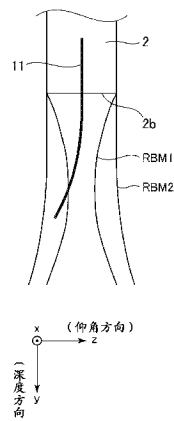
权利要求书2页 说明书6页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制程序

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置,能够多样地调节超声波束的宽度,使得包含穿刺针的图像的画质更良好并且更可靠地包含穿刺针。其特征在于,包括:超声波探头(2),在仰角方向具有多个超声波换能器;波束形成器,是将由所述各超声波换能器接收的回波信号延迟相加来形成超声波接收束的波束形成器,通过调节所述延迟相加中的延迟时间,从而对于一个收发面形成在仰角方向的宽度不同的超声波接收束(RBM1、RBM2);以及显示控制部,显示基于所述超声波接收束(RBM1、RBM2)而得到的合成图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,在仰角方向具有多个超声波换能器;

波束形成器,是将由所述各超声波换能器接收的回波信号延迟相加来形成超声波接收束的波束形成器,通过调节所述延迟相加中的延迟时间,从而对于一个收发面形成在仰角方向的宽度不同的多个所述超声波接收束;以及

显示控制部,显示基于所述多个超声波接收束而得到的合成图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述波束形成器形成被检体的生物体组织的图像用的第一超声波接收束和刺入所述生物体组织的穿刺针用的第二超声波接收束,将在仰角方向的所述第二超声波接收束的宽度设定为能够包含所述第一超声波接收束的范围外的所述穿刺针。

3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述合成图像是将基于所述第一超声波接收束的数据和基于所述第二超声波接收束的数据合成而得到的图像。

4. 如权利要求2或3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述波束形成器将用于得到所述第二超声波接收束的第二超声波发送束的中心频率设定得低于用于得到所述第一超声波接收束的第一超声波发送束的中心频率,将所述第二超声波发送束向与所述穿刺针的预定刺入路径大致直交的方向发送,并且形成与所述刺入路径大致直交的方向的所述第二超声波接收束。

5. 如权利要求2至4的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述波束形成器使所述第二超声波接收束的接收增益在作为能刺入所述穿刺针而设定的区域中高于该区域外。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述区域以所述穿刺针的预定刺入路径为基准而设定。

7. 如权利要求1至6的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述波束形成器基于通过在仰角方向具有不同宽度的多个超声波发送束而分别得到的回波信号,形成所述多个超声波接收束。

8. 如权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述波束形成器形成被检体的生物体组织的图像用的第一超声波发送束和刺入所述生物体组织的穿刺针用的第二超声波发送束,将在仰角方向的所述第二超声波发送束的宽度设定为能够包含所述第一超声波发送束的范围外的所述穿刺针。

9. 如权利要求1至6的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述波束形成器对于所述一个收发面,基于由一个超声波发送束而得到的回波信号,形成所述多个超声波接收束。

10. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述波束形成器基于在操作部输入的所述穿刺针的种类,设定与该穿刺针的种类相应的所述第二超声波接收束的宽度。

11. 一种超声波诊断装置的控制程序,其特征在于,使计算机执行:

波束形成功能,是将由在仰角方向具有多个超声波换能器的超声波探头中的所述各超声波换能器接收的回波信号延迟相加而形成超声波接收束的波束形成功能,通过调节所述

延迟相加中的延迟时间,从而对于一个收发面形成在仰角方向的宽度不同的多个所述超声波接收束;以及

显示控制功能,显示基于所述多个超声波接收束而得到的合成图像。

超声波诊断装置及其控制程序

技术领域

[0001] 本发明涉及能够变更在仰角(elevation)方向的超声波接收束的宽度的超声波诊断装置及其控制程序(program)。

背景技术

[0002] 在超声波诊断装置中,能实时显示被检体的超声波图像。有效利用该实时性,在向被检体内刺入穿刺针时,通过实时的超声波图像来确认穿刺针的位置。

[0003] 但是,尤其在穿刺针细的情况下,穿刺针有时会在中途折弯,穿刺针会离开至超声波的收发面、即由超声波探头形成的超声波束的范围外。在该情况下,离开至超声波束的范围外的穿刺针无法在超声波图像中确认。因此,在专利文献1所记载的超声波诊断装置中,调节开口而调节超声波束的在仰角方向的宽度,使得超声波束覆盖穿刺针。而且,显示将利用宽度不同的多个超声波接收束得到的图像合成而得到的合成图像。

[0004] 专利文献1:日本特开平9-135498号公报。

[0005] 但是,在上述专利文献1所记载的超声波诊断装置中,由于为了拓宽超声波束的在仰角方向的宽度而减小在仰角方向的开口宽度,因此相应地接收灵敏度会下降。所以,会担心合成图像的画质劣化。

[0006] 另外,即使调节开口,在深度方向的焦点位置也不会改变,在超声波束的宽度的调节方面存在极限,有无法包含穿刺针之虞。所以,优选的是能够设定更多样化宽度的超声波束以使得能够可靠地将穿刺针包含于超声波束。

[0007] 由以上所述,期望包含穿刺针的图像的画质更好、并且能够多样地调节超声波束的宽度以更可靠地包含穿刺针的超声波诊断装置。

发明内容

[0008] 为解决上述问题而完成的一个方面的发明是一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:超声波探头,在仰角方向具有多个超声波换能器;波束形成器,是将由所述各超声波换能器接收的回波信号延迟相加来形成超声波接收束的波束形成器,通过调节所述延迟相加中的延迟时间,从而对于一个收发面形成在仰角方向的宽度不同的多个所述超声波接收束;以及显示控制部,显示基于所述多个超声波接收束而得到的合成图像。

[0009] 另外,其他方面的发明是一种超声波诊断装置,其特征在于,在上述一个方面的发明中,所述波束形成器将用于得到所述第二超声波接收束的第二超声波发送束的中心频率设定得低于用于得到所述第一超声波接收束的第一超声波发送束的中心频率,使所述第二超声波发送束向与所述穿刺针的预定刺入路径大致直交的方向发送,并且形成与所述刺入路径大致直交的方向的所述第二超声波接收束。

[0010] 另外,其他方面的发明是一种超声波诊断装置,其特征在于,在所述一个方面的发明中,所述波束形成器使所述第二超声波接收束的接收增益在作为能刺入所述穿刺针而设定的区域中高于该区域外。

[0011] 发明的效果

根据上述一个方面的发明,由于不调节开口而通过调节延迟时间就能变更在仰角方向的超声波接收束的宽度,因此能够不使接收灵敏度下降地得到超声波接收束。由此,基于在仰角方向的宽度不同的多个超声波接收束而得到的合成图像的画质比以往良好。另外,通过调节延迟时间,能够更细微地调节超声波接收束的焦点位置,能够更多样地变更超声波接收束的宽度。由此,由于能够调节所述超声波接收束的宽度以更可靠地包含穿刺针,因此能够使穿刺针可靠地显示于合成图像。

[0012] 另外,根据上述其他方面的发明,由于所述第二超声波发送束的中心频率设定得低于所述第一超声波发送束的中心频率,所述第二超声波发送束向与所述穿刺针的刺入路径大致直交的方向发送,另外,形成与所述刺入路径大致直交的方向的第二超声波接收束,因此,在所述合成图像中能够更清楚地显示所述穿刺针。

[0013] 另外,根据上述其他方面的发明,通过使所述第二超声波接收束的接收增益在作为能够刺入所述穿刺针而设定的区域中高于该区域外,在所述合成图像中能够清楚地显示所述穿刺针。另外,由于仅提高一部分区域的接收增益,因此与遍及整个区域而将接收增益设定得高的情况相比,所述合成图像的 S/N 良好,能够得到良好画质的合成图像。

附图说明

[0014] 图 1 是示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式的概要构成的一个例子的框图;

图 2 是示出构成超声波探头的超声波换能器的俯视图;

图 3 是超声波探头的外观图;

图 4 是用于说明在仰角方向的穿刺针的位置的图;

图 5 是示出第一超声波发送束和第二超声波发送束的示意图;

图 6 是说明第一超声波发送束和第二超声波发送束的发送所使用的超声波换能器的图;

图 7 是说明第一超声波接收束和第二超声波接收束的一个例子的图;

图 8 是说明第一超声波接收束和第二超声波接收束的其他例的图;

图 9 是示出显示 B 模式图像的显示部的一个例子的图;

图 10 是说明在第一变形例中,第二超声波发送束的发送方向和第二超声波接收束的形成方向的图;

图 11 是示出在第二变形例中,提高第二超声波接收束的增益的区域的图。

[0015] 附图标记说明

1 超声波诊断装置;2 超声波探头;2a 超声波换能器;3 收发波束形成器;5 显示控制部;7 操作部;11 穿刺针;TBM1 第一超声波发送束;TBM2 第二超声波发送束;RBM1 第一超声波接收束;RBM2 第二超声波接收束;BI 合成 B 模式图像(合成图像);P 预定刺入路径;R 区域。

具体实施方式

[0016] 下面,基于图 1~图 9 说明本发明的实施方式。图 1 所示的超声波诊断装置 1 包

括超声波探头 2、收发波束形成器 3、回波数据处理部 4、显示控制部 5、显示部 6、操作部 7、控制部 8、存储部 9。

[0017] 所述超声波探头 2 如图 2 所示,具有配置为阵列状的多个超声波换能器 2a 而构成,通过该超声波换能器对被检体发送超声波,接收其回波信号。多个所述超声波换能器 2a 配置在方位角 (azimuth) 方向 (x 方向) 和仰角方向 (z 方向)。

[0018] 如图 3 所示,所述超声波探头 2 的前端侧为超声波的照射面 2b。在图 3 中虽然未特别图示,但所述照射面 2b 也可以由凸面的声透镜构成。另外,在所述超声波探头 2 中,从前端侧的相反侧延伸有与超声波诊断装置 1 的装置主体 (省略图示) 连接的探头缆线 2c。

[0019] 在所述超声波探头 2 中的超声波的照射面 2b 的附近,可自由装拆地安装有穿刺引导附件 10。穿刺针 11 以可前进和后退的状态装在该穿刺引导附件 10。装在所述穿刺引导附件 10 的所述穿刺针 11 在所述穿刺引导附件 10 安装在所述超声波探头 2 的状态下,位于所述超声波探头 2 的方位角方向的端部。经由所述穿刺引导附件 10 而安装在所述超声波探头 2 的所述穿刺针 11,能够沿着超声波的收发面 (扫描面) 前进和后退。

[0020] 经由所述穿刺引导附件 10 而安装在所述超声波探头 2 的所述穿刺针 11 在本例中如图 4 所示,位于在仰角方向的所述超声波探头 2 的大致中央部。此外,在图 4 中仅简化图示了所述超声波探头 2 和所述穿刺针 11,所述穿刺引导附件 10 省略图示。

[0021] 所述收发波束形成器 3 将用于从所述超声波探头 2 以既定的扫描条件发送超声波的信号,基于来自所述控制部 8 的控制信号供给至所述超声波探头 2。在本例中,所述收发波束形成器 3 如后所述,向所述超声波探头 2 供给信号,以形成波束形状不同的第一超声波发送束和第二超声波发送束两种的超声波发送束。

[0022] 另外,所述收发波束形成器 3 对由所述超声波探头 2 接收的回波信号进行 A/D 转换、延迟相加处理等信号处理、以既定的增益 (gain) 进行放大的信号处理等,形成超声波接收束。所述收发波束形成器 3 如后所述,形成波束形状不同的第一超声波接收束和第二超声波接收束两种的超声波接收束 (波束形成功能)。细节后述。所述收发波束形成器 3 是本发明的波束形成器的实施方式的一个例子。

[0023] 所述收发波束形成器 3 将信号处理后的回波数据向所述回波数据处理部 4 输出。

[0024] 所述回波数据处理部 4 对于从所述收发波束形成器 3 输出的回波数据,进行用于生成超声波图像的处理。例如,所述回波数据处理部 4 进行包含对数压缩处理、包络线检波处理的 B 模式处理而生成 B 模式数据。在本例中,所述 B 模式数据是基于构成所述第一超声波接收束的回波数据的第一 B 模式数据和基于构成所述第二超声波接收束的回波数据的第二 B 模式数据。

[0025] 所述显示控制部 5 对于所述 B 模式数据进行利用扫描变换器 (scan converter) 的扫描变换,生成 B 模式图像数据。该 B 模式图像数据是基于所述第一 B 模式数据的第一 B 模式图像数据和基于所述第二 B 模式数据的第二 B 模式图像数据。顺便提及,将扫描变换前的 B 模式数据称为原始数据 (raw data)。

[0026] 另外,所述显示控制部 5 将所述第一 B 模式图像数据与所述第二 B 模式图像数据合成而生成合成图像数据。然后,使基于该合成图像数据的合成 B 模式图像显示于所述显示部 6 (显示控制功能)。所述显示控制部 5 是本发明的显示控制部的实施方式的一个例子。

[0027] 所述显示部 6 是 LCD(Liquid Crystal Display :液晶显示器)、CRT(Cathode Ray Tube :阴极射线管)等。所述操作部 7 包含操作者用于输入指示或信息的键盘和定点设备(省略图示)等而构成。

[0028] 所述控制部 8 是 CPU(Central Processing Unit :中央处理单元),读出存储在所述存储部 9 的控制程序,执行以所述波束形成功能和所述显示控制功能为代表的所述超声波诊断装置 1 的各部的功能。

[0029] 所述存储部 9 例如是 HDD(Hard Disk Drive :硬盘驱动器)或半导体存储器(memory)等。

[0030] 下面,说明本例的超声波诊断装置 1 的作用。所述收发波束形成器 3 从所述超声波探头 2 对于被检体的生物体组织,使第一超声波发送束与第二超声波发送束对于同一面每一帧交替地发送。

[0031] 所述第一超声波发送束与所述第二超声波发送束的波束宽度不同。所述收发波束形成器 3 通过改变所述超声波探头 2 的在仰角方向的开口宽度,来改变所述第一超声波发送束和所述第二超声波发送束的波束宽度。

[0032] 如图 5 所示,所述第一超声波发送束 TBM1 的开口宽度 X1 大于所述第二超声波发送束 TBM2 的开口宽度 X2。所述第一超声波发送束 TBM1 的波束宽度小于所述第二超声波发送束 TBM2 的波束宽度。

[0033] 例如,如图 6 所示,在超声波探头 2 中的仰角方向的超声波换能器 2a 的数量是 8 个的情况下,所述第一超声波发送束 TBM1 通过从在仰角方向的全部 8 个超声波换能器 2a 发送超声波而形成(开口宽度 X1)。另一方面,所述第二超声波发送束 TBM2 仅使用在仰角方向的 8 个超声波换能器 2a 中的中央 4 个超声波换能器 2a 发送超声波而形成(开口宽度 X2)。

[0034] 所述第一超声波发送束 TBM1 是生物体组织的图像用的波束,所述第二超声波发送束 TBM2 是刺入生物体组织的所述穿刺针 11 用的波束。所述第二超声波发送束 TBM2 的波束宽度设定为能够包含所述第一超声波发送束 TBM1 的范围外的所述穿刺针 11。

[0035] 所述收发波束形成器 3 基于对于第一超声波发送束 TBM1 在所述各超声波换能器 2a 接收的回波信号,形成第一超声波接收束 RBM1。另外,所述收发波束形成器 3 基于对于所述第二超声波发送束 TBM2 在所述各超声波换能器 2a 接收的回波信号,形成第二超声波接收束 RBM2。由于所述第一超声波发送束 TBM1 与所述第二超声波发送束 TBM2 每一帧交替地发送,因此,所述第一超声波接收束 RBM1 和所述第二超声波接收束 RBM2 也每一帧交替地形成。

[0036] 所述第一超声波接收束 RBM1 和所述第二超声波接收束 RBM2 如图 7 所示,在仰角方向的波束宽度互不相同。所述收发波束形成器 3 在对由所述各超声波换能器 2a 接收的回波信号进行延迟相加处理时,通过调节延迟时间,变更在所述第一超声波接收束 RBM1 和所述第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度。从而,不改变在仰角方向的开口宽度地变更所述第一超声波接收束 RBM1 和所述第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度。例如,在仰角方向的所有超声波换能器 2a 接收回波信号。这样,没有为了改变超声波接收束的波束宽度而减小开口宽度,因此能够维持回波信号的接收灵敏度。

[0037] 顺便提及,图 7 和图 5 的比例尺不同,但所述第一超声波接收束 RBM1 和所述第二

超声波接收束 RBM2 的在仰角方向的开口宽度与图 5 所示的发送的开口宽度 X1 相同。

[0038] 所述第一超声波接收束 RBM1 是被检体的生物体组织的图像用的波束,所述第二超声波接收束 RBM2 是刺入所述生物体组织的所述穿刺针 11 用的波束。所述第一超声波接收束 RBM1 例如如图 7 所示,波束宽度小于所述第二超声波接收束 RBM2。所述第一超声波接收束 RBM1 的波束宽度被设定为,使得基于该第一超声波接收束 RBM1 而生成的 B 模式图像的画质变得适于用来观察生物体组织。

[0039] 另一方面,所述第二超声波接收束 RBM2 是用于对所述穿刺针 11 进行成像的穿刺针用的超声波接收束,被设定为能够包含所述第一超声波接收束 RBM1 的范围外的穿刺针 11。此处,刺入生物体组织内的所述穿刺针 11 如所述图 7 所示,有在中途折弯之虞。所述第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度设定得大于所述第一超声波接收束 RBM1 的波束宽度,使得能够包含折弯的所述穿刺针 11。

[0040] 所述第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度也可以设定多个。例如,所述第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度也可以根据所述穿刺针 11 的粗细而设定多个。由于所述穿刺针 11 越细越容易折弯,因此所述穿刺针 11 越细,则设定波束宽度越粗的所述第二超声波接收束 RBM2。在该情况下,所述收发波束形成器 3 基于在所述操作部 7 中输入的所述穿刺针 11 的种类(粗细),形成具有与该穿刺针 11 的种类相应的波束宽度的所述第二超声波接收束 RBM2。

[0041] 另外,所述收发波束形成器 3 基于在所述操作部 7 中输入的所述穿刺针 11 的种类(粗细),形成具有与该穿刺针 11 的种类相应的波束宽度的所述第二超声波发送束 TBM2。

[0042] 所述收发波束形成器 3 通过调节延迟时间来调节超声波接收束 RBM2 的焦点的深度方向(y 方向)的位置而调节波束宽度。所以,在所述第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度能够设定多个的情况下,与所述各第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度相应的延迟时间可存储在所述存储部 9。

[0043] 在所述图 7 中,示出将焦点(省略图示)设定在无限远点的情况下的第二超声波接收束 RBM2。另外,图 8 示出了在相比所述超声波探头 2 的所述照射面 2b 而位于超声波探头 2 侧(生物体组织的相反侧)设定了焦点 F 的情况下的第二超声波接收束 RBM2。这样,由于能够通过调节延迟时间,将超声波接收束的焦点位置设定在深度方向的各种位置,因此,波束宽度的设定的自由度变大。所以,能够根据所述穿刺针 11 的折弯方向而设定适当的波束宽度。由此,能够更可靠地将所述穿刺针 11 包含于所述第二超声波接收束 RBM2。

[0044] 在所述收发波束形成器 3 中,若得到所述第一超声波接收束 RBM1 和所述第二超声波接收束 RBM2,则所述回波数据处理部 4 基于分别构成所述第一超声波接收束 RBM1 和所述第二超声波接收束 RBM2 的回波数据,分别生成第一 B 模式数据和第二 B 模式数据。然后,所述显示控制部 5 如图 9 所示,使基于合成图像数据的合成 B 模式图像 BI 显示于所述显示部 6,其中,合成图像数据合成有基于所述第一 B 模式数据而生成的第一 B 模式图像数据和基于所述第二 B 模式数据而生成的第二 B 模式图像数据。所述合成 B 模式图像 BI 是本发明的合成图像的实施方式的一个例子。

[0045] 由于所述第一超声波接收束 RBM1 的波束宽度小于所述第二超声波接收束 RBM2 的波束宽度,因此基于所述第一 B 模式图像数据的图像成为维持了分辨能力、适于生物体组织的观察的图像。反之,由于所述第二超声波束 RBM2 的波束宽度大于所述第一超声波接收

束 RBM1 的波束宽度,包含所述穿刺针 11,因此,基于所述第二 B 模式图像数据的图像成为包含所述穿刺针 11 的图像。所以,合成有所述第一 B 模式图像数据和所述第二 B 模式图像数据的所述合成 B 模式图像 BI 成为确保生物体组织的分辨能力并且包含穿刺针的图像。

[0046] 另外,由于没有为了变更超声波接收束的波束宽度而调节开口宽度,而是调节延迟时间,因此,能够维持回波信号的接收灵敏度。所以,与调节开口来变更超声波接收束的波束宽度的情况相比,能够维持所述合成 B 模式图像 BI 的画质。

[0047] 接下来,说明第一变形例。在本例中,所述收发波束形成器 3 如图 10 所示,将所述第二超声波发送束偏向与所述穿刺针 11 的预定刺入路径 P 大致直交的方向(箭头的方向)而发送。另外,所述收发波束形成器 3 形成偏向与所述预定刺入路径 P 大致直交的方向的所述第二超声波接收束。

[0048] 顺便提及,所述预定刺入路径 P 根据所述穿刺引导附件 10 的种类而预先设定。所述预定刺入路径 P 是在将所述穿刺针 11 沿着所述穿刺引导附件 10 的导向装置笔直对生物体组织刺入的情况下,刺入所述穿刺针 11 的预定路径。

[0049] 所述收发波束形成器 3 使所述第二超声波发送束的中心频率低于所述第一超声波束的中心频率。由此,能够使第二超声波发送束偏向与所述预定刺入路径 P 大致直交的方向而发送。

[0050] 根据本例,能够形成与刺入生物体组织的所述穿刺针 11 直交的方向的所述第二超声波发送束和所述第二超声波接收束。由此,在所述合成 B 模式图像 BI 中,能够更清楚地显示所述穿刺针 11。

[0051] 接下来,说明第二变形例。所述收发波束形成器 3 也可以使所述第二超声波接收束(在图 11 中省略图示)的增益(gain)在如图 11 所示的能刺入所述穿刺针 11 的区域 R 中高于所述区域 R 外。所述区域 R 例如以所述预定刺入路径 P 为基准而设定。具体而言,所述区域 R 也可以以所述预定刺入路径 P 为中心线而设定为既定宽度 W 的范围。该宽度 W 设定为能刺入所述穿刺针 11 的大小。

[0052] 由于在能刺入所述穿刺针 11 的区域 R 中所述第二超声波接收束的增益高,因此,在所述合成 B 模式图像 BI 中能够使所述穿刺针 11 清楚地显示。另外,由于仅提高所述区域 R 的增益,因此与遍及整个区域而将增益设定得高的情况相比,所述合成 B 模式图像 BI 中的 S/N 良好,能够得到良好画质的合成 B 模式图像 BI。

[0053] 接下来,说明第三变形例。所述收发波束形成器 3 也可以对于一个收发面发送一帧量的超声波发送束,基于以该一帧量的超声波发送束而得到的回波信号,形成所述第一超声波接收束和所述第二超声波接收束。

[0054] 以上,通过上述各实施方式说明了本发明,但本发明当然可以在不变更其主旨的范围内进行各种变更实施。例如,在所述第一 B 模式图像数据与所述第二 B 模式图像数据,动态范围(dynamic range)也可以不同。另外,在所述第一 B 模式图像数据与所述第二 B 模式图像数据,边缘增强处理和平滑处理的参数等也可以不同。

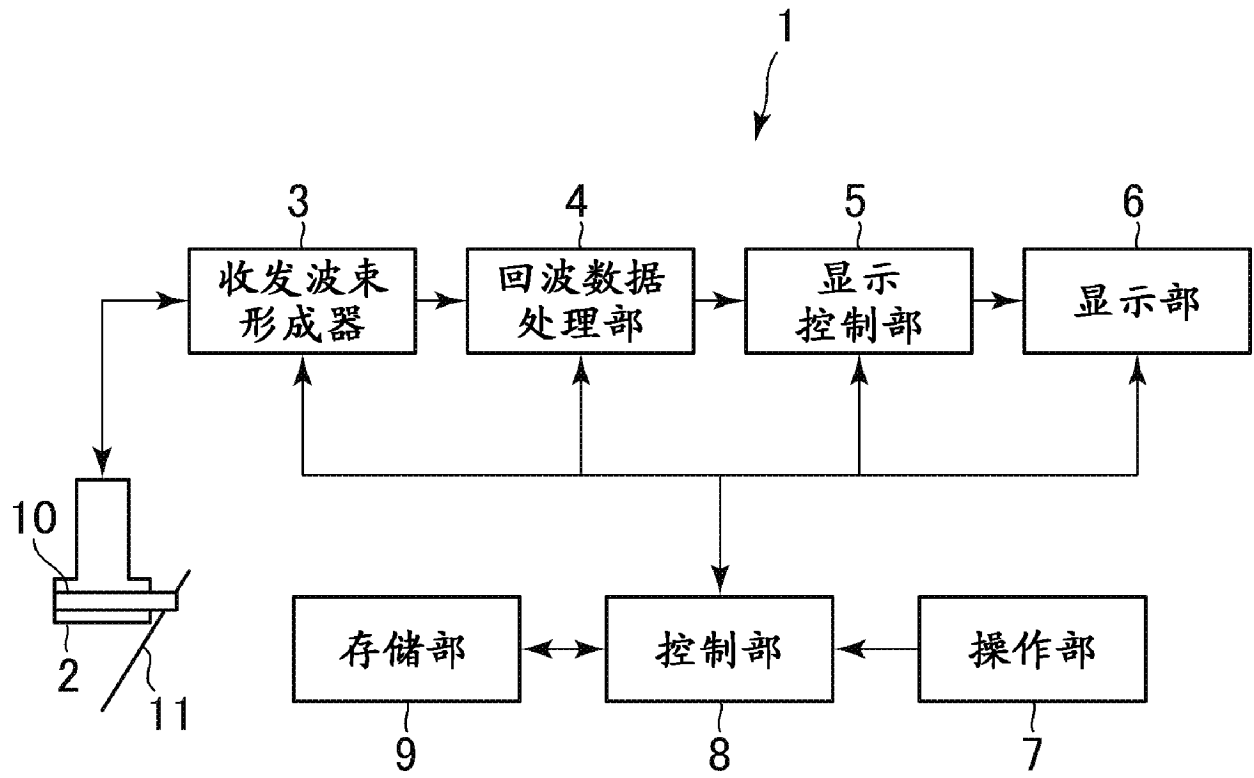


图 1

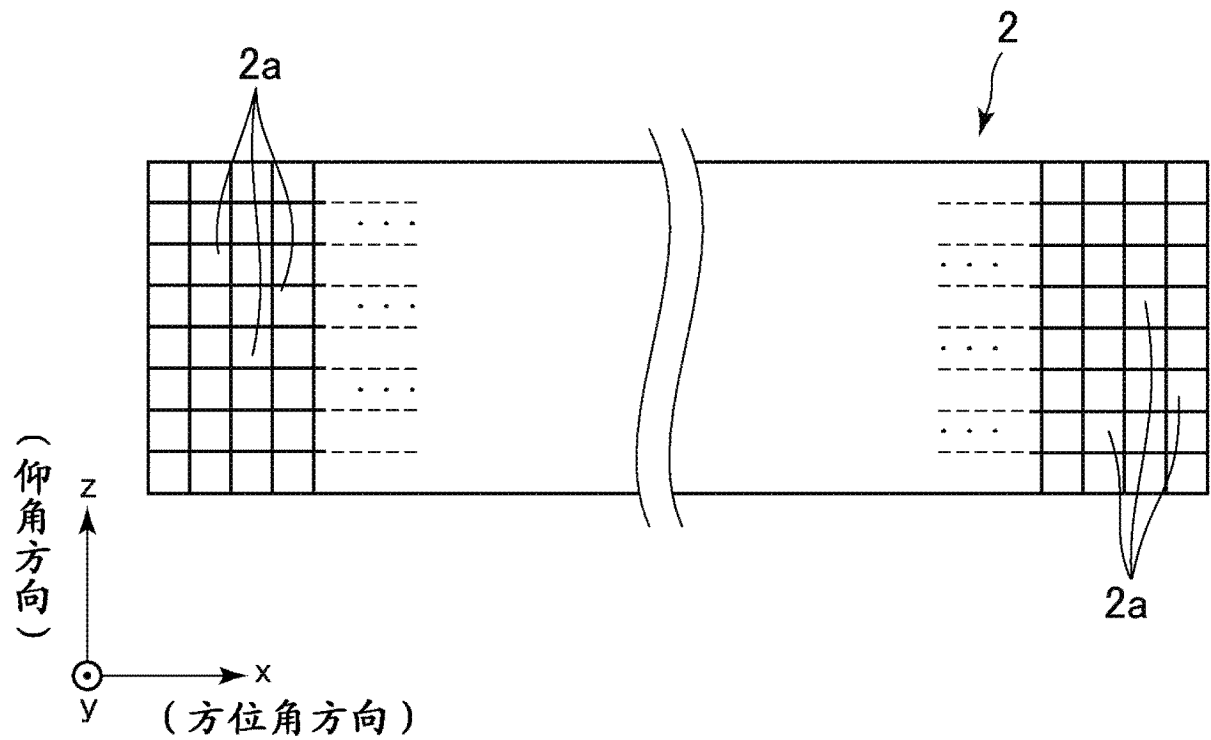


图 2

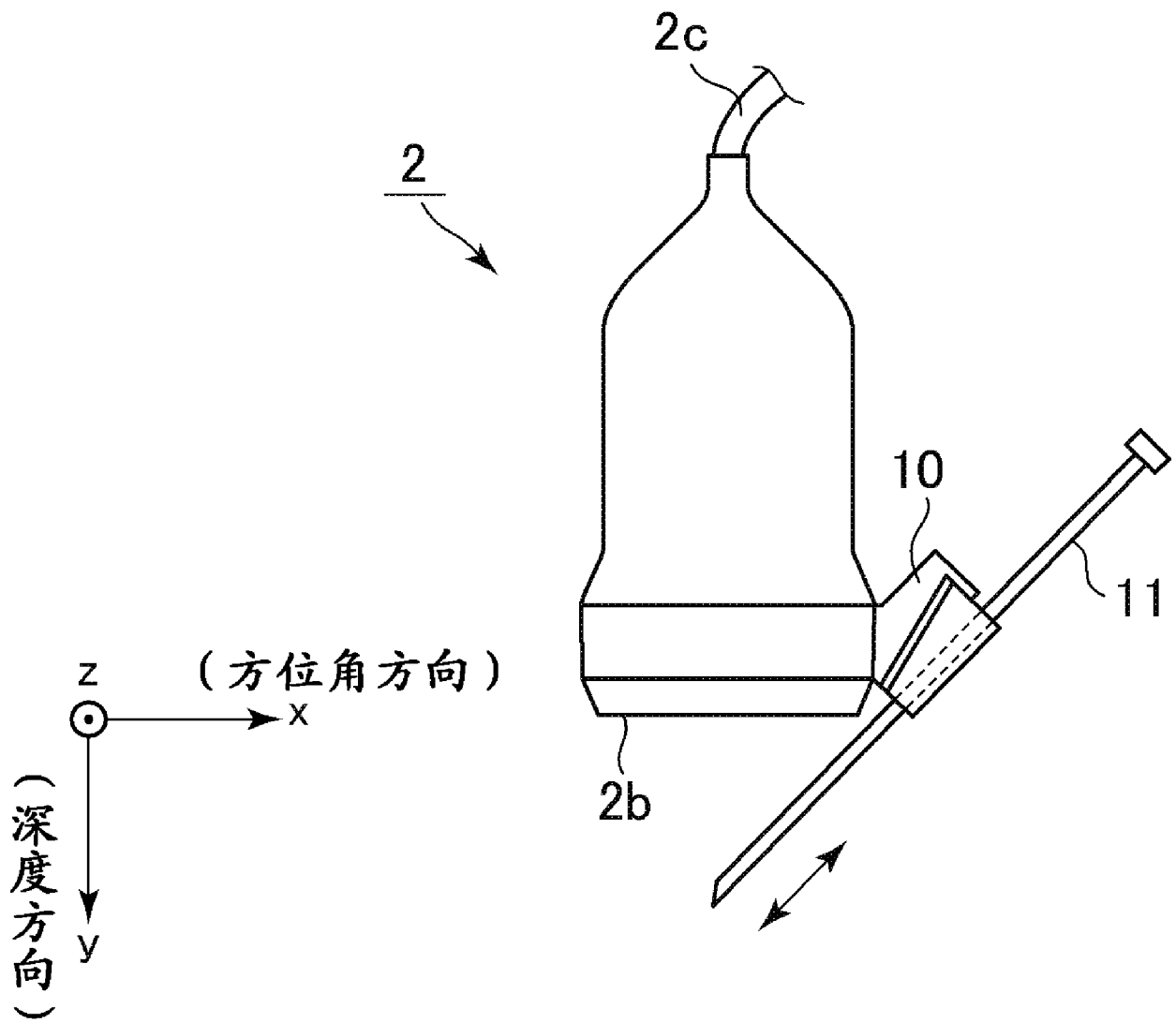


图 3

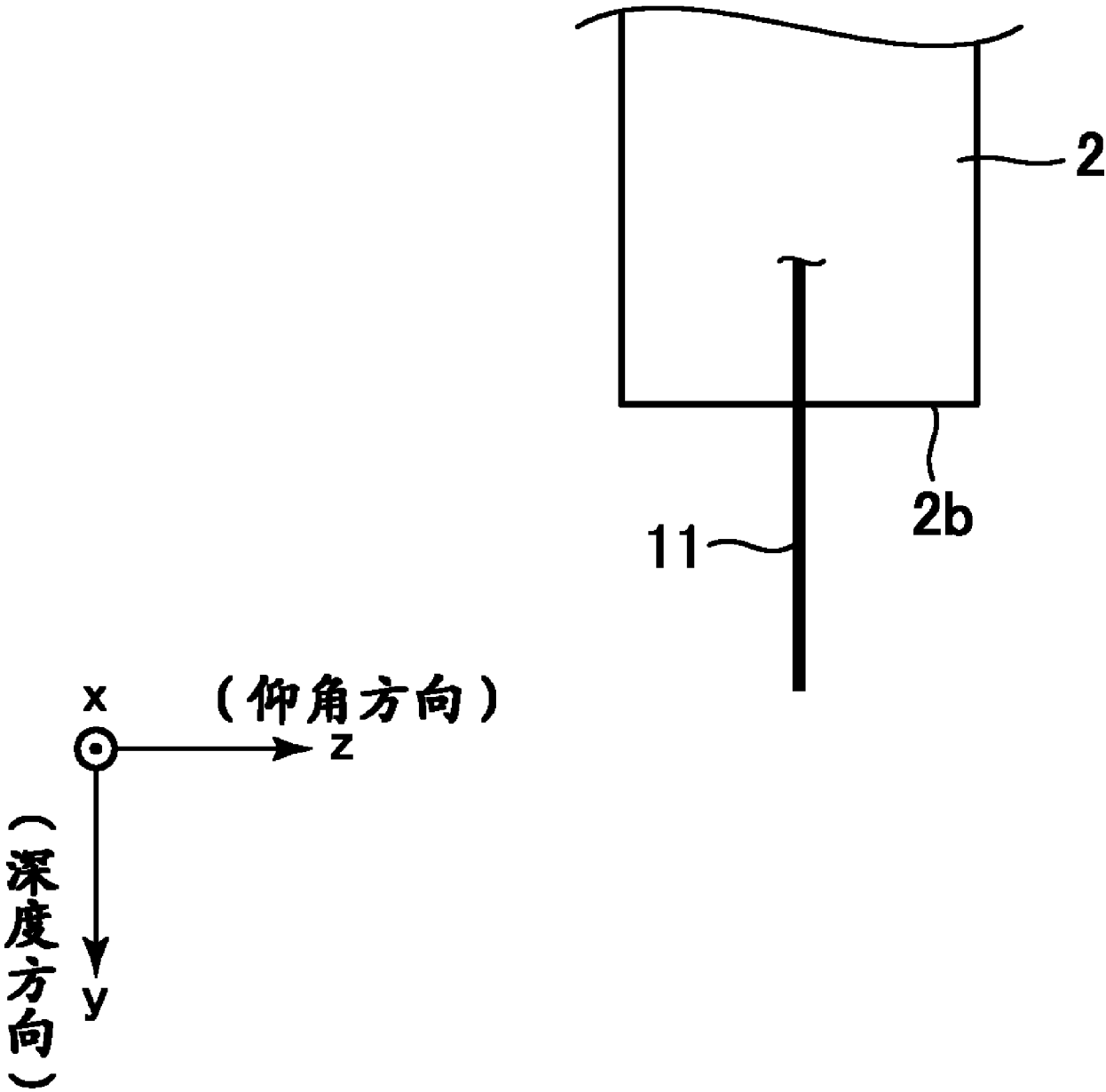


图 4

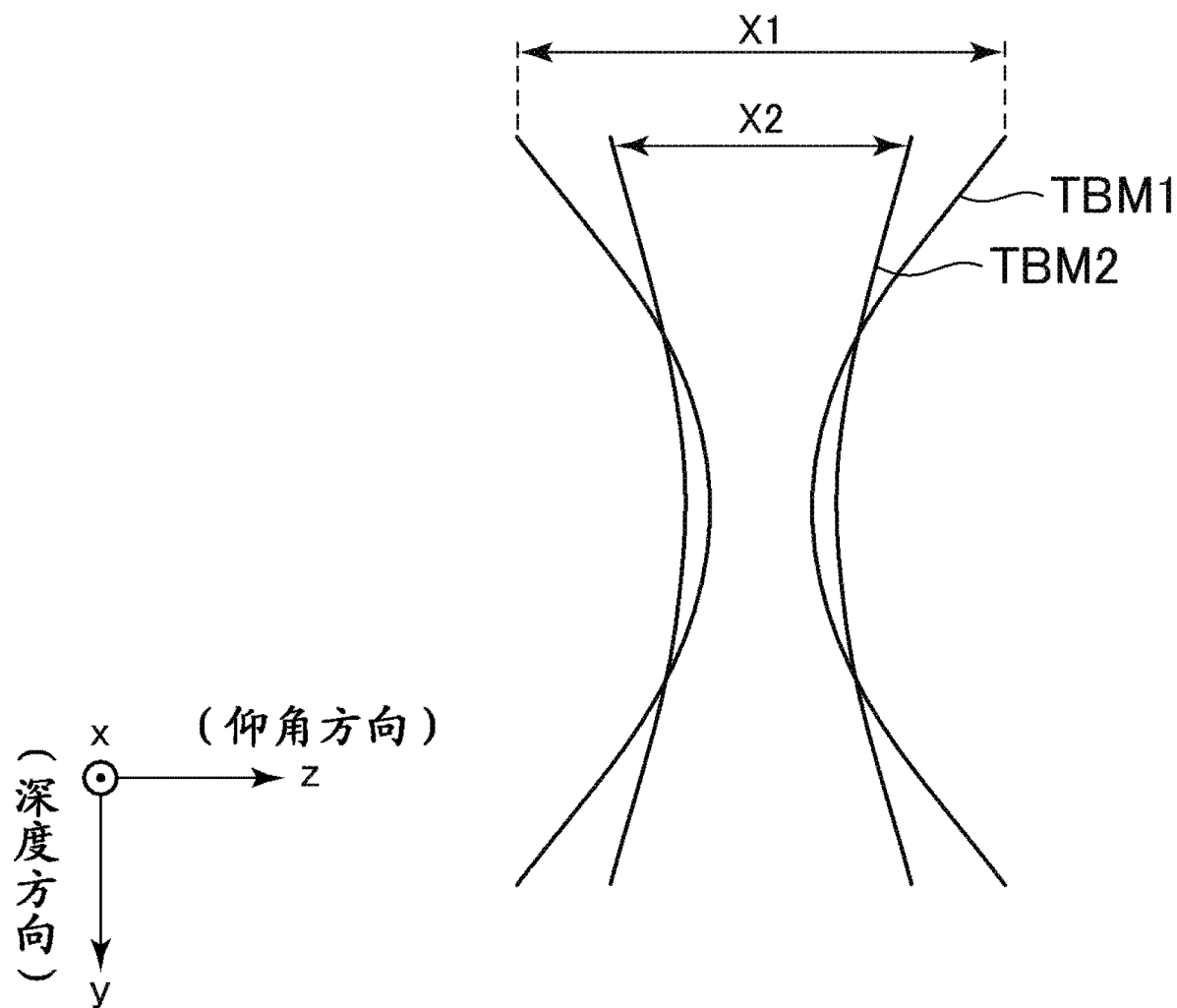


图 5

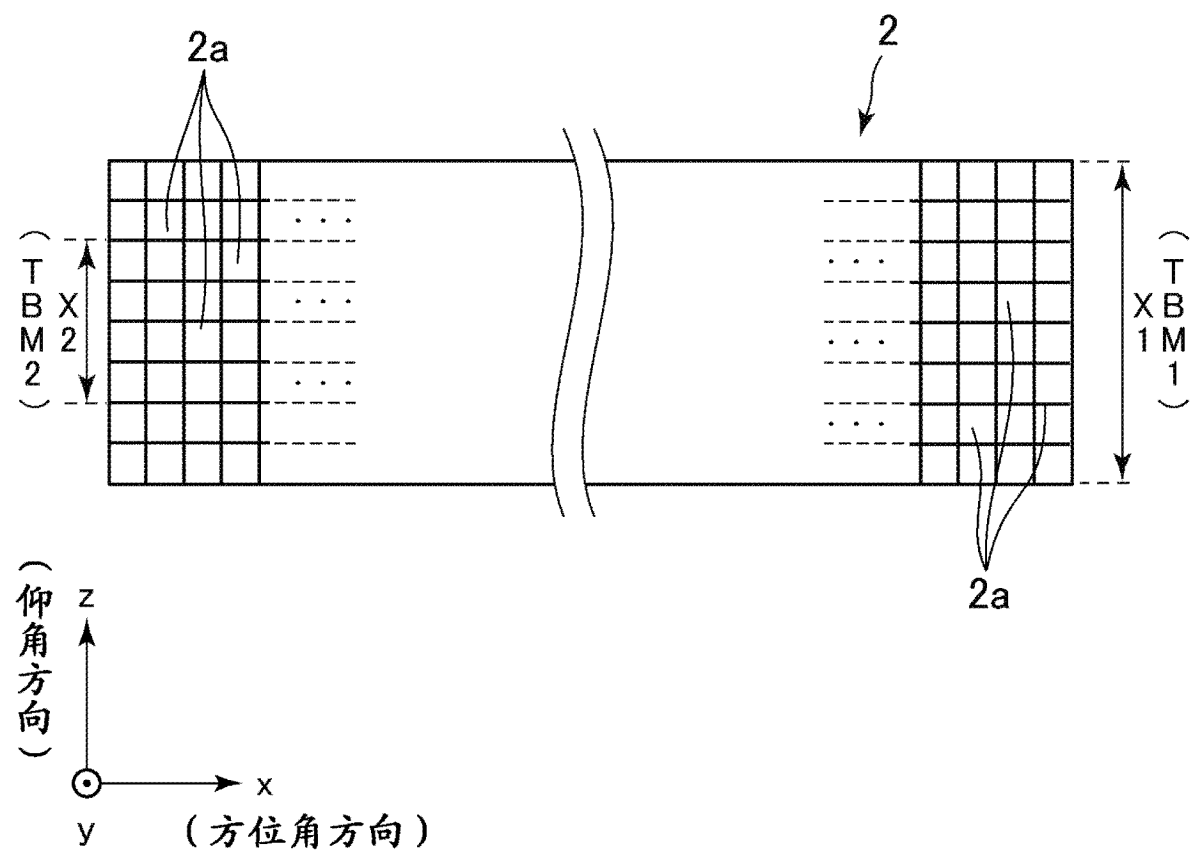


图 6

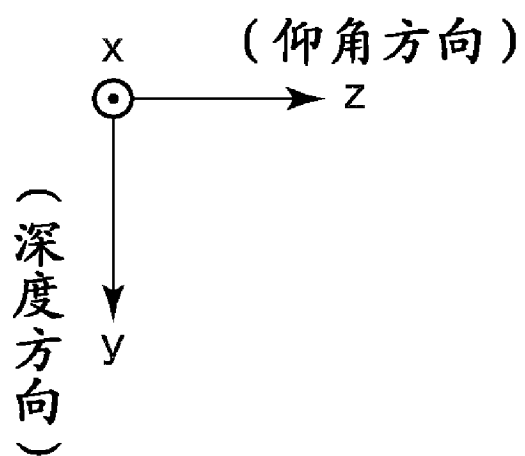
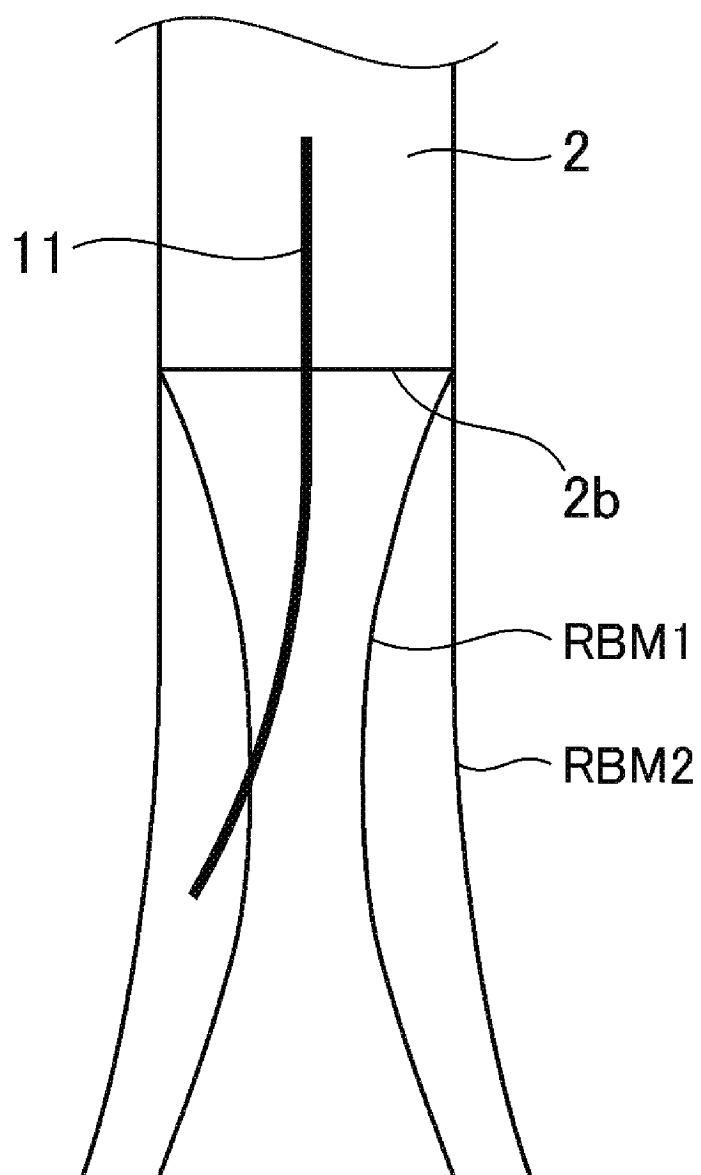


图 7

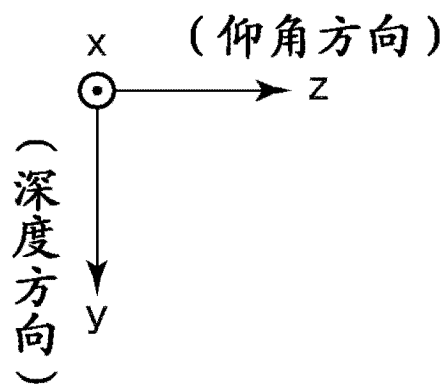
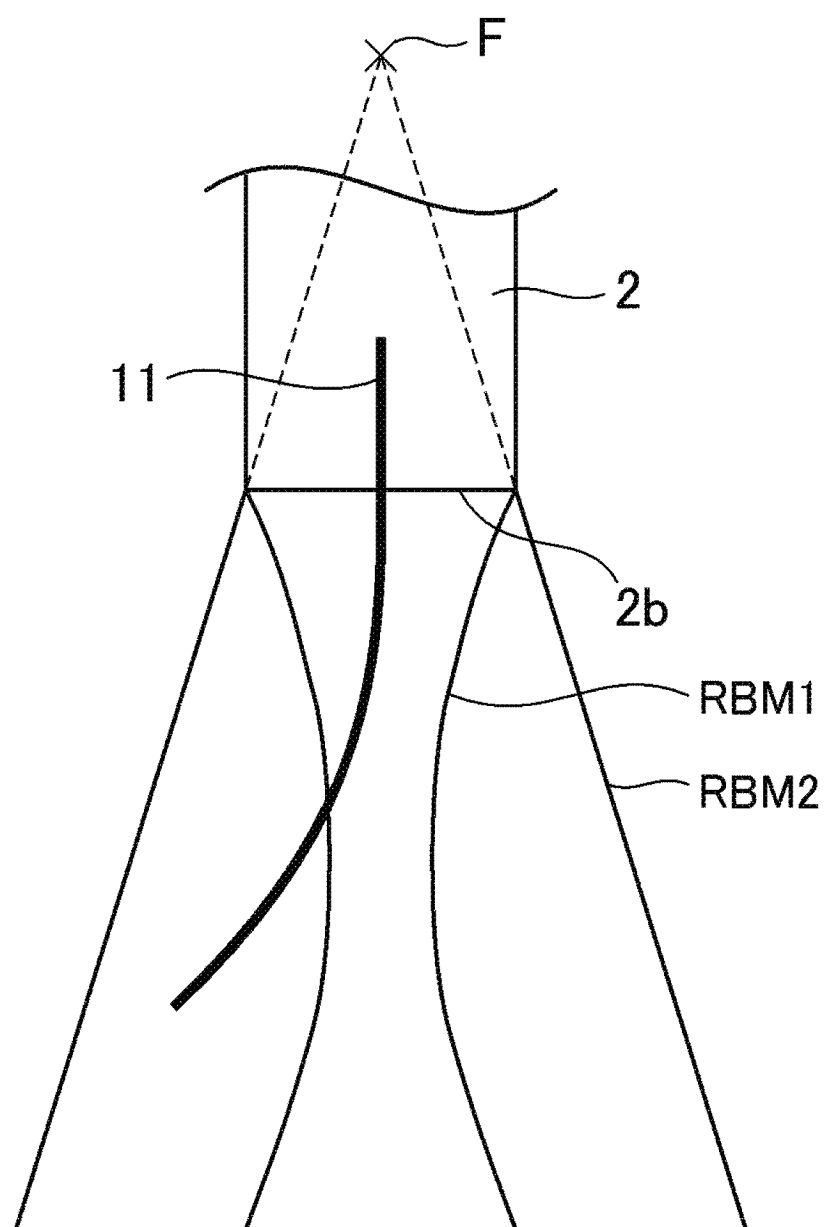


图 8

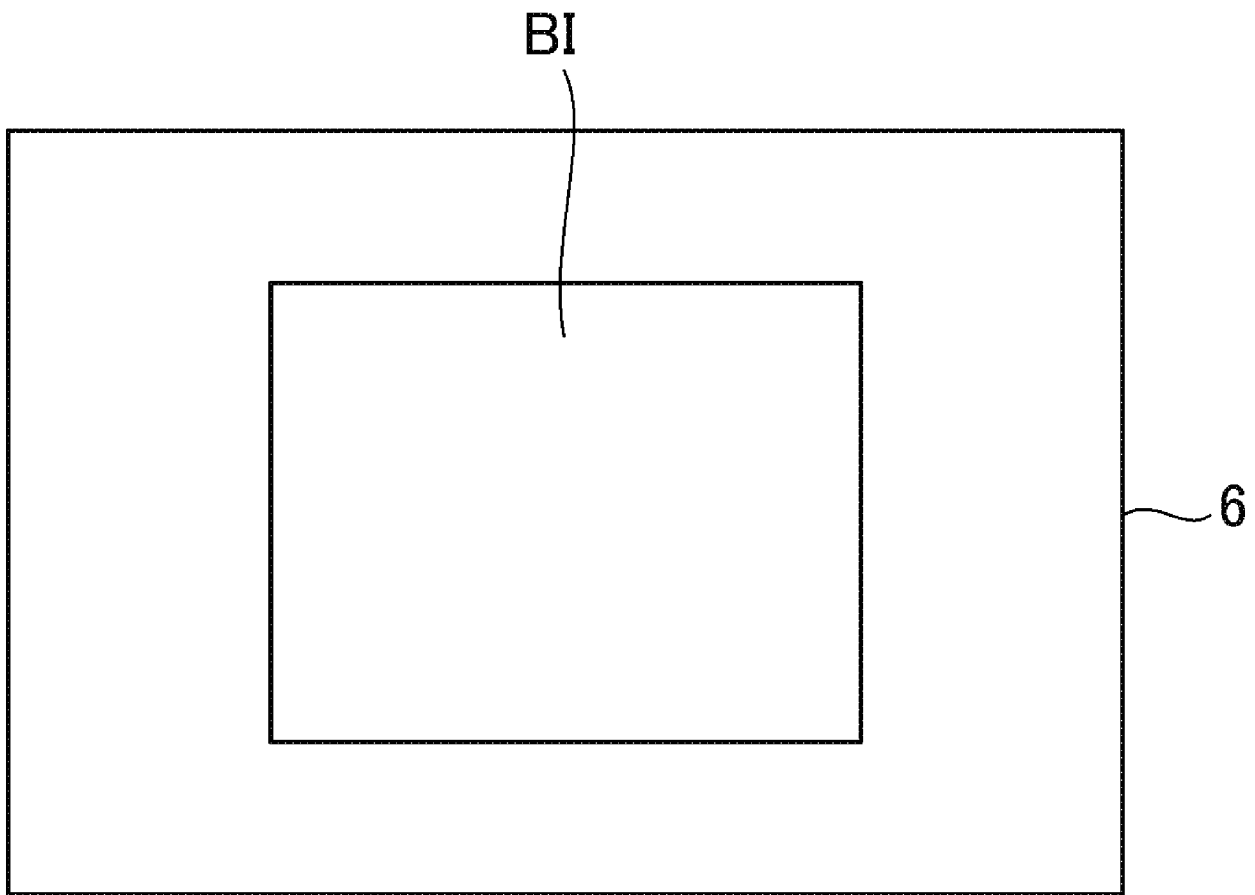


图 9

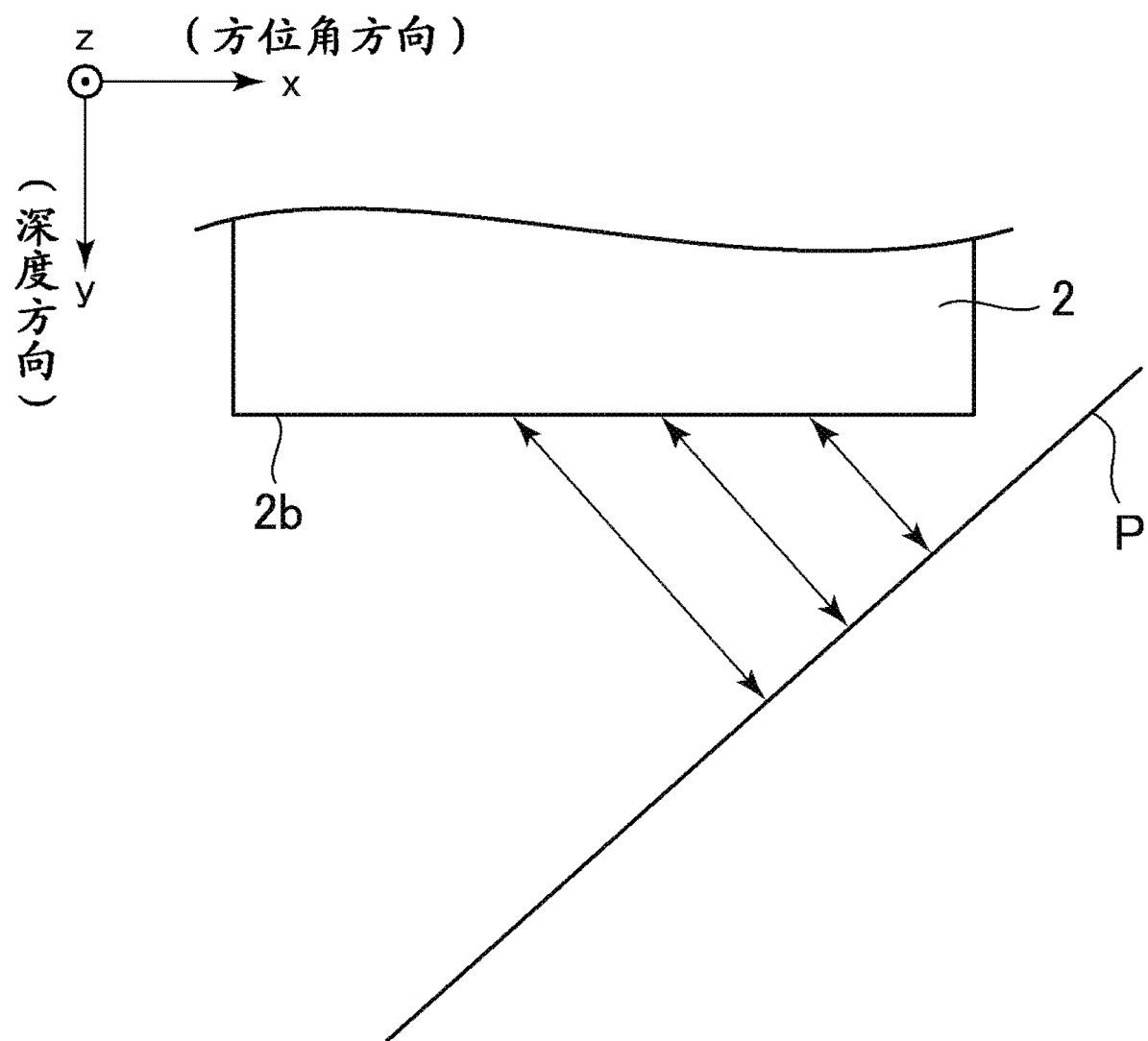


图 10

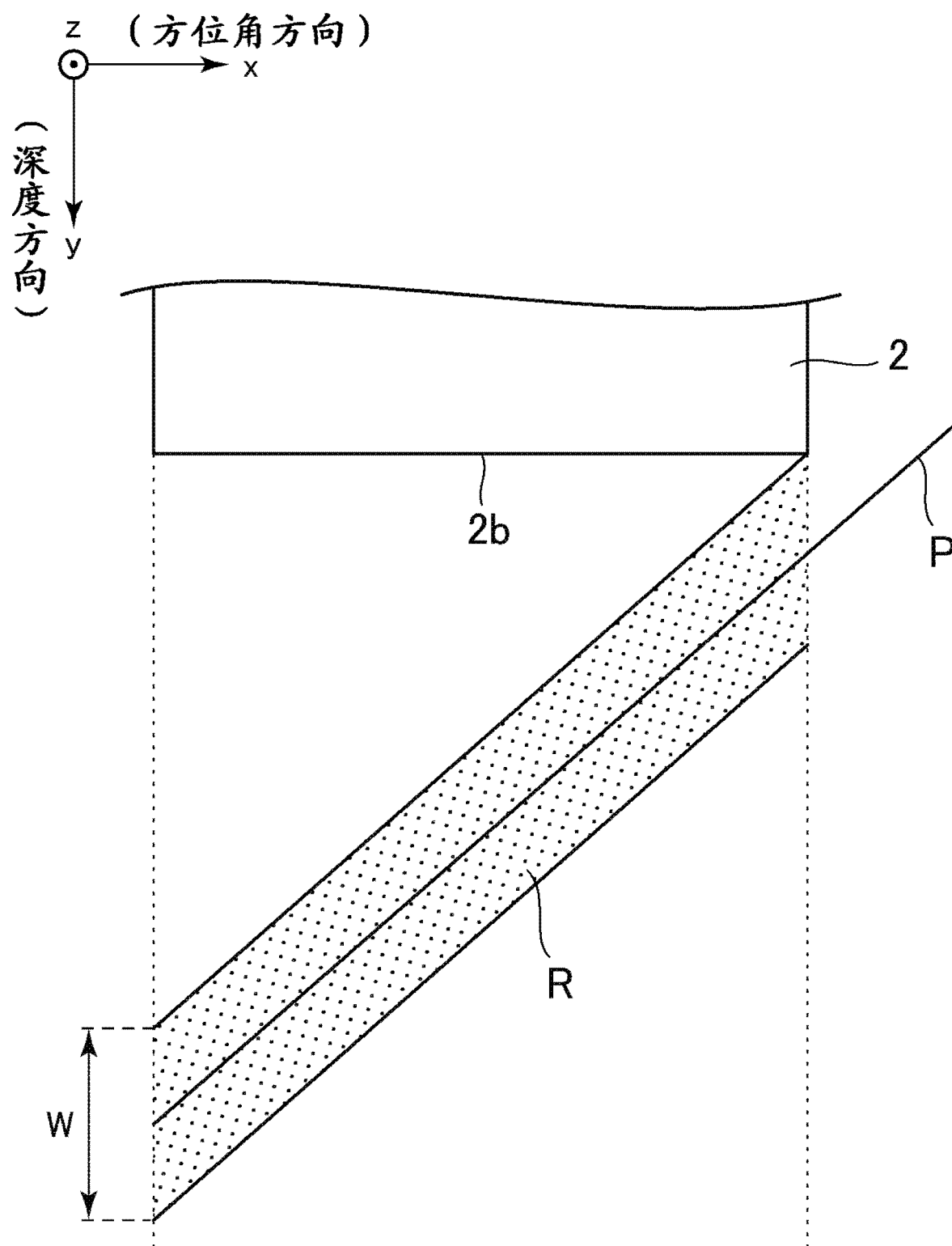


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN103565472A	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	CN201310318741.X	申请日	2013-07-26
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	雨宫慎一 野崎光弘		
发明人	雨宫慎一 野崎光弘		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/5207		
代理人(译)	王忠忠		
优先权	2012165285 2012-07-26 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，能够多样地调节超声波束的宽度，使得包含穿刺针的图像的画质更良好并且更可靠地包含穿刺针。其特征在于，包括：超声波探头(2)，在仰角方向具有多个超声波换能器；波束形成器，是将由所述各超声波换能器接收的回波信号延迟相加来形成超声波接收束的波束形成器，通过调节所述延迟相加中的延迟时间，从而对于一个收发面形成在仰角方向的宽度不同的超声波接收束（RBM1、RBM2）；以及显示控制部，显示基于所述超声波接收束（RBM1、RBM2）而得到的合成图像。

