



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102695455 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 26

(21) 申请号 201180002424. 6

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2011. 10. 03

代理人 杨谦 胡建新

(30) 优先权数据

2010-235313 2010. 10. 20 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 12. 13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/072772 2011. 10. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02012/053345 JA 2012. 04. 26

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 崔载镐 寺泽俊治

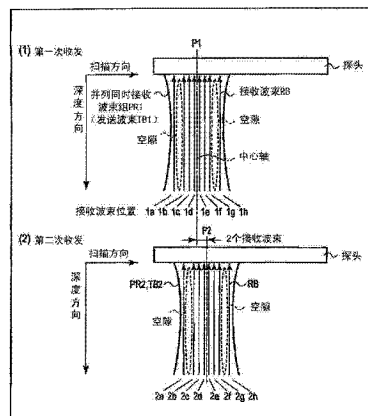
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 17 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波收发方法

(57) 摘要

提高了并列同时接收的画质。接收部 (17) 基于回波信号生成多个接收波束数据集组。多个接收波束数据集组的每个接收波束数据集组包含分别对应于与并列同时接收有关的多个接收波束的多个接收波束数据集。多个接收波束数据集的每个接收波束数据集是基于来自多个振子中的与所对应的接收位置有关的振子的回波信号而生成的。扫描控制部 (13) 设定多个接收波束的空间配置。多个接收波束不等间隔地配置。加法合成部 (19) 基于多个接收波束数据集组生成与多个接收位置有关的多个合成波束数据集。多个合成波束数据集的每个合成波束数据集是与相同的接收位置有关的接收波束数据集的合成。图像生成部 (21) 基于多个合成波束数据集生成超声波图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

探头,包括多个振子,该多个振子将发送波束向被检体反复送波,并对由上述被检体反射的超声波反复受波,从而反复产生与上述受波的超声波相对应的回波信号;

接收部,用于基于上述产生的回波信号生成多个接收波束数据集组,其中,上述多个接收波束数据集组的每个接收波束数据集组包含分别对应于与并列同时接收有关的多个接收波束的多个接收波束数据集,上述多个接收波束数据集的每个接收波束数据集是基于来自上述多个振子中的与所对应的接收位置有关的振子的回波信号而生成的;

控制部,用于设定上述多个接收波束的空间配置,将上述多个接收波束不等间隔地配置;

合成部,用于基于上述多个接收波束数据集组生成与多个接收位置有关的多个合成波束数据集,其中,上述多个合成波束数据集的每个合成波束数据集是上述多个接收波束数据集组所包含的接收波束数据集中的与相同的接收位置有关的接收波束数据集的合成;以及

生成部,基于上述多个合成波束数据集,生成与上述被检体有关的超声波图像数据。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述多个接收波束中的相邻 2 个接收波束的中心位置间隔,具有第一间隔和比上述第一间隔长的第二间隔。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部,将上述多个接收波束中的位于端部的接收波束与位于上述端部的接收波束所相邻的接收波束之间的中心位置间隔,设定为上述第二间隔,将上述多个接收波束中的其他接收波束的中心位置间隔,设定为上述第一间隔。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部将上述多个接收波束组以使该多个接收波束组的位置沿着扫描方向相互错开 2 个接收波束的量的方式进行配置。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

关于上述多个接收位置中的汇集了规定数量的接收波束数据集的第一接收位置,与上述第一接收位置有关的合成波束数据集被上述生成部利用于图像生成,

关于上述多个接收位置中的汇集了规定数量的接收波束数据集的第二接收位置,与上述第二接收位置有关的接收波束数据集或者合成波束数据集,不被上述生成部利用于图像生成或者不被上述合成部生成。

6. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,

与比上述第二接收位置靠扫描面端部侧的第三接收位置有关的合成波束数据集,不被上述生成部利用于图像生成或者不被上述合成部生成。

7. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,

上述合成部将与上述第二接收位置有关的合成数据集,基于与上述第二接收位置周围的接收位置有关的接收数据集,与插补数据合成。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述生成部根据接收位置将从上述合成部输出的上述多个合成波束数据集重新排列。

9. 一种超声波收发方法,其中,包括:

利用探头,将发送波束向被检体反复送波,并对由上述被检体反射的超声波反复受波,从而反复产生与上述受波的超声波对应的回波信号的步骤;

基于上述产生的回波信号生成多个接收波束数据集组的步骤,其中,上述多个接收波束数据集组的每个接收波束数据集组包含分别对应于与并列同时接收有关的多个接收波束的多个接收波束数据集,上述多个接收波束数据集的每个接收波束数据集是基于与所对应的接收位置有关的回波信号而生成的;

设定上述多个接收波束的空间配置的步骤,其中,将上述多个接收波束不等间隔地配置;

基于上述多个接收波束数据集组生成与多个接收位置有关的多个合成波束数据集的步骤,其中,上述多个合成波束数据集的每个合成波束数据集是上述多个接收波束数据集组所包含的接收波束数据集中的与相同的接收位置有关的接收波束数据集的合成;以及

基于上述多个合成波束数据集生成与上述被检体有关的超声波图像数据的步骤。

10. 如权利要求 9 所述的超声波收发方法,其中,

上述多个接收波束中的相邻 2 个接收波束的中心位置间隔,具有第一间隔和比上述第一间隔长的第二间隔。

11. 如权利要求 10 所述的超声波收发方法,其中,

上述设定步骤中,将上述多个接收波束中的位于端部的接收波束与位于上述端部的接收波束所相邻的接收波束之间的中心位置间隔,设定为上述第二间隔,将上述多个接收波束中的其他接收波束的中心位置间隔,设定为上述第一间隔。

12. 如权利要求 9 所述的超声波收发方法,其中,

上述设定步骤中,将上述多个接收波束组以使该多个接收波束组的位置沿着扫描方向相互错开 2 个接收波束的量的方式进行配置。

13. 如权利要求 9 所述的超声波收发方法,其中,

关于上述多个接收位置中的汇集了规定数量的接收波束数据集的第一接收位置,与上述第一接收位置有关的合成波束数据集在上述生成步骤中被利用于图像生成;

关于上述多个接收位置中的汇集了规定数量的接收波束数据集的第二接收位置,与上述第二接收位置有关的接收波束数据集或者合成波束数据集,在上述生成步骤中不被利用于图像生成或者在上述合成步骤中不被生成。

14. 如权利要求 13 所述的超声波收发方法,其中,

与比上述第二接收位置靠扫描面端部侧的第三接收位置有关的合成波束数据集,在上述生成步骤中不被利用于图像生成或者在上述合成步骤中不被生成。

15. 如权利要求 13 所述的超声波收发方法,其中,

上述合成步骤中,将与上述第二接收位置有关的合成数据集,基于与上述第二接收位置周围的接收位置有关的接收数据集,与插补数据合成。

16. 如权利要求 9 所述的超声波收发方法,其中,

上述生成步骤中,根据接收位置将上述多个合成波束数据集重新排列。

超声波诊断装置及超声波收发方法

技术领域

[0001] 本实施方式涉及超声波诊断装置及超声波收发方法。

背景技术

[0002] 在超声波诊断装置中,为了提高帧率而提出有并列同时接收法。在并列同时接收法中,超声波诊断装置将超声波的发送波束向发送方向送波。发送波束由被检体反射。然后,超声波诊断装置对所反射的超声波进行受波,生成与所受波的超声波相对应的回波信号。超声波诊断装置基于所生成的回波信号生成与多个接收波束分别对应的多个接收波束数据集。如此在并列同时接收中,超声波诊断装置针对 1 次的发送波束的发送,同时接收多个接收波束。由此使每单位时间的数据量增大。

[0003] 先行技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1 :日本特许第 2831719 号公报

[0006] 非专利文献

[0007] 非专利文献 1 :河野俊彦等,“循环器用超声波诊断装置的高帧率化研究”,日本超声波医学会论文集,日本超声波医学会,1989 年,第 55 卷,第 727- 第 728 页

发明内容

[0008] 发明所要解决的技术问题

[0009] 图 11 是表示标准的并列同时接收的扫描方式中的接收波束的位置的图。另外,在以下的说明中,将 8 波束同时接收作为例子进行说明。另外,8 波束同时接收是针对 1 束发送波束的发送同时接收 8 束接收波束的扫描方式。横轴表示收发波束的扫描方向,纵轴表示收发波束的深度方向。在此,将一次并列同时接收的 8 个接收波束总称为并列同时接收波束组。将与并列同时接收波束组相关的多个接收波束数据集总称为并列同时接收波束数据集组。此外,在从发送 1 个发送波束起到对接收波束进行接收为止的一系列处理称为 1 次收发。

[0010] 在图 11 中,将在第一次收发中并列同时接收的 8 个接收波束 RB 用数字“1”表示,将并列同时接收波束组 PR 内的接收波束按照扫描顺序从左起用“a”、“b”、“c”、“d”、“e”、“f”、“g”、“h”表示。如图 11 的 (1) 所示那样,在第一次收发中,发送波束 TB 被发送。第一次收发中的发送波束 TB1 的中心轴,位于“1d”与“1e”的中心。而且,“1a”、“1b”、“1c”、“1d”、“1e”、“1f”、“1g”、“1h”这 8 个接收波束 RB 被并列同时接收。8 个接收波束 RB 在扫描方向上等间隔地配置。具体地说,相邻的接收波束 RB 的中心位置间隔(中心轴的间隔)被设定成 1 个接收波束的量。在此,将接收波束 RB 的中心轴在探头上的位置称为接收位置。换言之,接收位置被规定在接收波束 RB 的接收所利用的接收孔径的中心。如图 11 的 (2) 所示那样,第二次发送波束 TB2 的中心轴位于从第一次发送波束 TB1 的中心轴沿扫描方向偏移了 8 个接收波束的量的、“2d”与“2e”的中心。在第二次收发中,“2a”、“2b”、“2c”、

“2d”、“2e”、“2f”、“2g”、“2h”这 8 个接收波束被并列同时接收。另外,相邻的 2 个并列同时接收波束组的中心轴间隔为 8 个接收波束的量的扫描方式,被称为“8 波束跳过”。在该情况下,相邻的 2 个并列同时接收波束组 PR1 以及 PR2 在空间上不重叠,因此不进行后述的波束合成。

[0011] 然而,在并列同时接收中,发送波束的中心轴位置和各接收波束的中心轴位置不同,因此收发灵敏度变差,不能够得到均匀的收发灵敏度。

[0012] 图 12 和图 13 是用于对图 11 的扫描方式中的接收灵敏度不均匀进行说明的图。如图 12 的 (2) 和图 13 的 (2) 所示那样,发送波束 TB 在扫描方向上的端部的发送声场的声压,比中央部的发送声场的声压小。因此,在并列同时接收波束数被设定成了 3 以上的情况下,收发声场的大小(即接收灵敏度)在扫描方向上变得不均匀。因此,如图 12 的 (2) 和图 13 的 (2) 所示那样,在并列同时接收波束组 PR 的中央部分的接收波束和端部的接收波束之间,接收灵敏度产生不均匀(不均)。由于接收灵敏度产生不均,因此超声波图像的画质会变差。

[0013] 在并列同时接收中,通过先行的收发得到的并列同时接收波束组和通过后续的收发得到的并列同时接收波束组之间,会产生时相差。图 14 是用于对图 11 的扫描方式的并列同时接收波束组间的时相差进行说明的图。如图 14 所示那样,每当并列同时接收波束组切换时即每 8 个接收波束,接收波束的时相被切换。在此,所谓波束的时相,是与用于产生波束的收发的顺序(编号)相同的意思。例如,由第一次收发产生的多个接收波束,全部属于相同的时相。第一次的并列同时接收波束组和由第二次收发产生的并列同时接收波束组之间时相不同。

[0014] 图 15 是用于对图 11 的扫描方式(8 波束同时接收 & 无波束合成 & 8 波束跳过)进行说明的图。如图 15 所示那样,通过第一次收发,接收 8 个接收波束(“1a”、“1b”、“1c”、“1d”、“1e”、“1f”、“1g”、“1h”)。这 8 个接收波束构成并列同时接收波束组 PB1。以下同样,通过第二次收发,接收并列同时接收波束组 PB2,通过第三次收发,接收并列同时接收波束组 PB3,通过第四次收发,接收并列同时接收波束组 PB4。各接收波束按照扫描方向顺序(接收顺序)无合成地输出。此外,假设位置“a”和位置“h”的接收波束的灵敏度为 7,位置“b”和位置“g”的接收波束的灵敏度为 8,位置“c”和位置“f”的接收波束的灵敏度为 9,位置“d”和位置“e”的接收波束的灵敏度为 10。如图 15 所示那样,各并列同时接收波束组 PB 的接收波束之间,产生与同各并列同时接收波束组的中心轴之间的距离相对应的收发灵敏度的不均匀(接收灵敏度的不均)。此外,相邻的并列同时接收波束组在空间上不重叠,因此输出波束(接收波束)的时相以并列同时接收波束组为单位进行切换。由于这种收发灵敏度的不均匀和时相差,会在超声波图像上产生浓淡的条纹状的伪像,从而画质变差。并列同时接收波束数越增加,该画质越变差。

[0015] 为了解决该问题,提出了发送延迟加法以及发送波面合成的技术。图 16 是表示其他并列同时接收的扫描方式(8 波束同时接收 & 8 波束合成 & 1 波束跳过)的接收波束的位置的图。图 17 是用于说明图 16 的扫描方式的图。如图 16 和图 17 所示那样,第一次发送波束 TB1 的中心轴位于“1d”与“1e”的中心。第二次发送波束 TB2 的中心轴位于从第一次发送波束 TB1 的中心轴沿扫描方向偏移了 1 个接收波束的量的、“2d”与“2e”的中心。此时,例如“1h”的接收波束 RB 和“2g”的接收波束 RB 处于在空间上相同的接收位置。若第

8 次收发结束,则在各接收位置,得到并列同时接收波束组不同(换言之,接收时刻不同)的 8 束接收波束 RB。例如,在接收位置 PZ 得到“1h”、“2g”、“3f”、“4e”、“5d”、“6c”、“7b”、“8a”这 8 束接收波束。通过对这种空间上相同位置的 8 束接收波束进行加法合成,由此生成合成波束。例如,在“1h”、“2g”、“3f”、“4e”、“5d”、“6c”、“7b”、“8a”的接收波束被加法合成的情况下,生成合成波束 01。通过这样一边使发送波束 TB 的中心轴每次错开 1 个接收波束一边反复进行收发,来接收位于空间上相同位置的 8 束接收波束,并基于 8 束接收波束生成合成波束。由此合成后的输出波束(合成波束)的接收灵敏度在扫描方向上变得均匀。此外,通过与并列同时接收波束组在空间上重叠相伴随的接收波束的加法合成,使得合成波束的时相以 1 束接收波束为单位进行切换。因此,能够减少因以并列同时接收波束组为单位的时相差导致的条纹状的伪像。

[0016] 然而,为了将多个接收波束合成而生成 1 个合成波束,在合成对象的接收波束的束数较多的情况下,帧率会降低。此外,在合成对象的接收波束的束数较多的情况下,合成对象的接收波束之间时相差扩大,因此是很难适用于心脏那种运动较快的部位的。

[0017] 图 18 是用于对其他并列同时接收的扫描方式(8 波束同时接收 & 4 波束合成 & 2 波束跳过)进行说明的图。图 18 的扫描方式的合成对象的接收波束数,为了帧率提高而从 8 束减少为 4 束。在该情况下,能够同时实现帧率提高和因以并列同时接收波束组为单位的时相差导致的条纹状的伪像的减少。然而,在扫描方向上每次跳过 2 个接收波束,因此合成波束的时相不是以 1 束接收波束为单位而是以 2 束接收波束为单位进行切换。因此,超声波图像会产生图像偏移,而成为不自然的图像。

[0018] 实施方式的目的 在于提供在并列同时接收中能够实现画质提高的超声波诊断装置以及超声波收发方法。

[0019] 用于解决技术问题的技术手段

[0020] 本实施方式的超声波诊断装置具有探头、接收部、控制部、合成部以及生成部。上述探头包括多个振子,该多个振子将发送波束向被检体反复送波,并对由上述被检体反射的超声波反复受波,从而反复产生与上述受波的超声波相对应的回波信号。上述接收部基于上述产生的回波信号生成多个接收波束数据集组。上述多个接收波束数据集组的每个接收波束数据集组包含分别对应于与并列同时接收有关的多个接收波束的多个接收波束数据集。上述多个接收波束数据集的每个接收波束数据集是基于来自与所对应的接收位置有关的振子的回波信号而生成的。上述控制部设定上述多个接收波束的空间配置。上述多个接收波束被不等间隔地配置。上述合成部基于上述多个接收波束数据集组生成与多个接收位置有关的多个合成波束数据集。上述多个合成波束数据集的每个合成波束数据集是上述多个接收波束数据集组所包含的接收波束数据集中的与相同的接收位置有关的接收波束数据集的合成。上述生成部基于上述多个合成波束数据集,生成与上述被检体有关的超声波图像数据。

[0021] 发明效果

[0022] 能够提供在并列同时接收中能够实现画质提高的超声波诊断装置以及超声波收发方法。

附图说明

- [0023] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的结构图。
- [0024] 图 2 是用于对本实施方式的接收孔径进行说明的图。
- [0025] 图 3 是用于对本实施方式的接收孔径进行说明的其他图。
- [0026] 图 4 是表示通过图 1 的接收部接收的并列同时接收波束组所包含的接收波束的配置例的图。
- [0027] 图 5 是用于对图 4 的接收波束配置中的并列同时接收的扫描方式（8 波束同时接收 & 4 波束合成 & 2 波束跳过 & 两端配置 1 空隙）进行说明的图。
- [0028] 图 6 是用于对本实施方式的变形例 1 的扫描方式（8 波束同时接收 & 4 波束合成 & 2 波束跳过 & 两端离散配置 2 空隙）进行说明的图。
- [0029] 图 7 是用于对本实施方式的变形例 2 的扫描方式（8 波束同时接收 & 4 波束合成 & 2 波束跳过 & 两端连续配置 2 空隙）进行说明的图。
- [0030] 图 8 是用于对本实施方式的变形例 3 的扫描方式（8 波束同时接收 & 8 波束合成 & 1 波束跳过 & 两端配置 1 空隙）进行说明的图。
- [0031] 图 9 是用于对本实施方式的变形例 4 的扫描方式（8 波束同时接收 & 8 波束合成 & 1 波束跳过 & 两端离散配置 2 空隙）进行说明的图。
- [0032] 图 10 是用于对本实施方式的变形例 5 的扫描方式（8 波束同时接收 & 8 波束合成 & 1 波束跳过 & 两端连续配置 2 空隙）进行说明的图。
- [0033] 图 11 是表示标准的并列同时接收的扫描方式（8 波束同时接收 & 无波束合成 & 8 波束跳过）的接收波束的位置的图。
- [0034] 图 12 是用于对图 11 的扫描方式的接收灵敏度的不均匀进行说明的图。
- [0035] 图 13 是用于对图 11 的扫描方式的接收灵敏度的不均匀进行说明的其他图。
- [0036] 图 14 是用于对图 11 的扫描方式的并列同时接收波束组间的时相差进行说明的图。
- [0037] 图 15 是用于对图 11 的扫描方式进行说明的图。
- [0038] 图 16 是表示其他并列同时接收的扫描方式（8 波束同时接收 & 8 波束合成 & 1 波束跳过）的接收波束的位置的图。
- [0039] 图 17 是用于对图 16 的扫描方式进行说明的图。
- [0040] 图 18 是用于对其他并列同时接收的扫描方式（8 波束同时接收 & 4 波束合成 & 2 波束跳过）进行说明的图。

具体实施方式

- [0041] 以下，参照附图对本实施方式的超声波诊断装置以及超声波收发方法进行说明。
- [0042] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的结构图。如图 1 所示那样，本实施方式的超声波诊断装置具有探头 11、扫描控制部 13、发送部 15、接收部 17、接收波束存储部 18、加法合成部 19、合成波束存储部 20、图像生成部 21、图像数据存储部 22、图像处理部 23、显示部 25 以及系统控制部 29。
- [0043] 探头 11 为电子扫描式。探头 11 具有二维状地排列的多个振子。各振子接受来自发送部 15 的驱动脉冲，将超声波向被检体进行送波。超声波由被检体的体内组织的声阻抗的不连续点被逐个地反射。所反射的超声波由振子受波。振子产生与所受波的超声波的强

度相对应的回波信号。回波信号为模拟电信号。从多个振子产生的超声波形成发送波束,该发送波束被向根据从发送部 15 向各振子供给驱动脉冲的定时决定出的发送位置送波。如此,探头 11 将发送波束反复向被检体送波,并对由被检体反射的超声波反复受波,反复产生与所受波的超声波相对应的回波信号。所产生的回波信号被向接收部 17 供给。

[0044] 扫描控制部 13 根据来自系统控制部 29 的指示决定扫描条件。作为来自系统控制部 29 的指示,可以举出帧率、帧数及波束数。此外,作为来自系统控制部 29 的指示,也可以是来自未图示的输入部的扫描条件有关的操作者的指示。作为扫描条件,例如可以举出 PRF(脉冲反复频率;pulserepetition frequency)、发送位置、接收位置(接收波束的空间位置)、接收孔径、并列同时接收波束组的中心轴间隔(波束跳过数)、空隙位置、空隙宽度以及加法合成信息等。另外,波束位置被规定为波束中心轴相对于探头 11 的位置。扫描控制部 13 根据这些扫描条件对发送部 15、接收部 17 以及加法合成部 19 进行控制。另外,本实施方式的扫描控制部 13 执行 B 模式扫描。

[0045] 发送部 15 根据来自扫描控制部 13 的扫描条件向探头 11 供给驱动脉冲,以便从探头 11 向所希望的发送位置发送发送波束。更详细地,发送部 15 根据既定的 PRF 按照每个信道反复产生速率脉冲。发送部 15 对于所产生的各速率脉冲,赋予为了形成既定的发送位置上的发送波束所需要的延迟时间。该延迟时间例如根据发送位置对每个振子决定。而且,发送部 15 在基于被进行了延迟的各速率脉冲的定时,产生驱动脉冲,将所产生的驱动脉冲向各振子供给。接受了驱动脉冲的供给的各振子产生超声波。由此,探头 11 将发送波束向既定的发送位置送波。

[0046] 接收部 17 根据来自扫描控制部 13 的扫描条件,对来自探头 11 的回波信号执行并列同时接收处理,生成与相互中心位置不同的多个并列同时接收波束组相对应的多个并列同时接收波束数据集组。另外,并列同时接收波束组的中心位置,被规定为并列同时接收波束组的中心轴相对于探头 11 的位置。1 个并列同时接收波束组含有多个接收波束。典型地为,并列同时接收波束组的中心轴与所对应的发送波束的中心轴一致。即,接收部 17 针对各并列同时接收波束组,生成与多个接收波束分别对应的多个接收波束数据集。所生成的接收波束数据集被向接收波束存储部 18 或者加法合成部 19 即时地供给。关于并列同时接收波束组的各接收波束的配置将后述。

[0047] 对接收波束数据集的生成方法进行详细说明。接收部 17 从探头 11 的各振子接收回波信号,并将所接收的回波信号放大,将放大后的回波信号从模拟向数字变换。接着,接收部 17 将被变换为数字的回波信号存储到数字存储器。例如,数字存储器针对每个振子进行设置。回波信号被存储到在与进行接收的振子对应的数字存储器上的、与该回波信号的接收时刻相对应的地址。而且,接收部 17 从与既定的接收位置相对应的地址读出回波信号并进行加法,生成与接收位置上的接收波束对应的接收波束数据集。所生成的接收波束数据集被向接收波束存储部 18 或者加法合成部 19 即时地供给。另外,“生成与接收波束对应的接收信号”是与“对接收波束进行接收”相同的意思。1 个接收波束的接收所利用的多个振子的集合,被称为接收孔径。

[0048] 图 2 和图 3 是对接收孔径 A 进行说明的图。如图 2 和图 3 所示那样,1 个接收波束 RB 的接收所利用的多个振子 31 的集合构成接收孔径 A。例如,如图 2 所示那样,接收波束 RB1 的接收利用接收孔径 A1,如图 3 所示那样,接收波束 RB2 的接收利用与接收孔径 A1 为

不同位置的接收孔径 A2。如此,接收部 17 在 1 次收发中,一边使接收孔径 A 沿着扫描方向移动一边对多个接收波束 RB 进行接收。换言之,接收部 17 基于构成与接收对象的接收波束 RB 对应的接收孔径 A 的多个振子 31 的回波信号,生成与接收对象的接收波束 RB 有关的接收波束数据集。典型地说,构成接收孔径 A 的振子 31 的数量,不根据接收孔径 A 的位置而变化,是固定的。构成接收孔径 A 的振子的数量,典型地是比探头 11 所包含的振子数量少。另外,构成接收孔径 A 的振子的数量能够任意设定。

[0049] 接收波束存储部 18 对来自接收部 17 的接收波束数据进行存储。接收波束数据例如以将接收位置和收发编号建立关联的方式被存储。另外,收发编号被规定为从超声波扫描的开始时刻起的收发次数。

[0050] 加法合成部 19 根据来自扫描控制部 13 的扫描条件,对来自接收部 17 或者接收波束存储部 18 的接收波束数据集实施加法合成处理,生成与合成波束有关的合成波束数据集。更详细地说,根据与相同接收位置有关的多个接收波束数据集,生成与该接收位置有关的合成波束数据集。所生成的合成波束数据集被向合成波束存储部 20 或者图像生成部 21 即时地供给。

[0051] 合成波束存储部 20 对来自加法合成部 19 的合成波束数据集进行存储。合成波束数据集例如以将来自加法合成部 19 的输出时间和空间位置建立关联的方式被存储。典型地,合成波束存储部 20 将合成波束数据集存储在与从加法合成部 19 输出的输出顺序相对应的存储地址。

[0052] 图像生成部 21 根据系统控制部 29 的控制,基于来自加法合成部 19 或者合成波束存储部 20 的合成波束数据集,生成与被检体有关的超声波图像数据。所生成的超声波图像数据被向图像数据存储部 22 和图像处理部 23 即时地供给。

[0053] 图像数据存储部 22 存储来自图像生成部 21 的超声波图像数据、来自图像处理部 23 的超声波图像数据。

[0054] 图像处理部 23 根据系统控制部 29 的控制,对来自图像生成部 21 或者图像数据存储部 22 的超声波图像数据实施滤波处理等图像处理。被实施了图像处理的超声波图像数据被向图像数据存储部 22 和显示部 25 供给。

[0055] 显示部 25 根据系统控制部 29 的控制,将与来自图像处理部 23 的超声波图像数据对应的超声波图像显示在画面上。

[0056] 系统控制部 29 作为超声波诊断装置的中枢起作用。系统控制部 29 将本实施方式的用于超声波检查的专用程序展开,根据专用程序表示的指示来控制各部分,执行本实施方式的超声波检查。

[0057] 以下,对在系统控制部 29 的控制下进行的超声波检查进行详细说明。本实施方式的超声波检查,在并列同时接收波束组所包含的接收波束的配置方面下了功夫。

[0058] 扫描控制部 13 根据上述扫描条件设定接收波束的空间配置。具体地说,扫描控制部 13 在各并列同时接收波束组中,不等间隔地配置多个接收波束。

[0059] 图 4 是表示并列同时接收波束组所包含的接收波束的配置例的图。图 5 是用于对图 4 的接收波束配置的并列同时接收的扫描方式进行说明的图。另外,为了具体地进行以下说明,设定并列同时接收波束数为 8 束。另外,本实施方式的并列同时接收波束数不限于 8 束,而能够设定为 3 束以上的任意束数。此外,波束跳过数设为 2 束。然而,本实施方

式的波束跳过数不限定于 2 束,而能够设定为 2 束以上的任意束数。

[0060] 如图 4 及图 5 所示那样,各并列同时接收波束组 PR 包含多个接收波束 RB。接收波束 RB 相互接收孔径不同。相邻的接收波束 RB 的中心位置间隔被设定为不等间隔。此外,中心位置间隔被规定为相邻的接收波束 RB 中心轴在扫描方向上的间隔。换言之,中心位置间隔被规定为相邻的接收孔径中心在扫描方向上的间隔。以下,将中心位置间隔称为中心轴间隔。相邻的接收波束 RB 的中心轴间隔具有第一间隔和第二间隔。

[0061] 第一间隔被设定为 1 束接收波束 RB 的量的宽度。换言之,第一间隔具有沿着扫描方向在空间上连续地相邻接的 2 束接收波束的中心轴间隔。如图 4 及图 5 所示那样,“b”接收波束 RB 和“c”接收波束 RB 之间、“c”接收波束 RB 和“d”接收波束 RB 之间、“d”接收波束 RB 和“e”接收波束 RB 之间、“e”接收波束 RB 和“f”接收波束 RB 之间、“f”接收波束 RB 与“g”接收波束 RB 之间,被设定为第一间隔。第一间隔与图 15、图 17 以及图 18 的实施方式的接收波束的中心轴间隔是相同的。

[0062] 第二间隔意思是指空隙间隔。空隙间隔被设定为比第一间隔长的值。典型地,如图 4 及图 5 所示那样,空隙间隔具有 2 束接收波束的量的宽度。换言之,空隙间隔具有沿着扫描方向在空间上连续地相邻接的 3 束接收波束中位于两端的接收波束的中心轴间隔。例如,并列同时接收波束组的端部分的“a”接收波束 RB 和“b”接收波束 RB 之间,设置有 2 束接收波束的量的空隙。同样,在接收位置“g”接收波束和接收位置“h”接收波束之间,也设置有 2 束接收波束的量的空隙。如此,并列同时接收波束组中位于两端的接收波束(“a”和“h”),从相邻的接收波束(“b”和“g”)沿着扫描方向向外侧分别偏移了 1 个接收波束的量。空隙间隔不限定于 2 束接收波束的量,能够设定为 2 束接收波束的量以上的任意值。空隙位置不限定于并列同时接收波束组的端部分(“a”和“b”之间、“g”和“h”之间),可以设置在并列同时接收波束组内的任意位置。

[0063] 将这样在并列同时接收波束组的两端部分别设有 1 处空隙间隔的扫描方式称为“两端配置 1 空隙”。

[0064] 空隙间隔和空隙位置通过扫描控制部 13 任意设定。接收波束的中心轴间隔中的除空隙间隔以外的间隔,通过扫描控制部 13 任意设定为第一间隔。第一间隔和第一间隔的位置,通过扫描控制部 13 任意设定。

[0065] 接下来,对由接收部 17 进行的并列同时接收波束组的并列同时接收进行说明。

[0066] 如图 4 及图 5 所示那样,接收部 17 对每个并列同时接收波束组沿着扫描方向依次生成接收波束数据集。首先,在第一次发送中,发送部 15 对中心轴位于“1d”与“1e”中心的发送波束进行送波。接收部 17 基于由所反射的超声波引起的回波信号,对并列同时接收波束组进行接收。并列同时接收波束组 PR1 的中心轴,与发送波束的中心轴同样地被设定于位置 P1。而且,针对第一次发送,接收“1a”、“1b”、“1c”、“1d”、“1e”、“1f”、“1g”、“1h”这 8 个接收波束。“空”位置的接收波束不被接收部 17 接收。

[0067] 具体地说,接收部 17 基于来自属于与“1a”的接收位置对应的接收孔径的多个振子的回波信号,生成与“1a”有关的接收波束数据集。接着,接收部 17 基于来自属于与“1a”所相邻的“1b”的接收位置对应的接收孔径的多个振子的回波信号,生成与“1b”有关的接收波束数据集。“1a”接收位置和“1b”接收位置,隔着 2 束接收波束的量的空隙而相邻。接着,接收部 17 基于属于与“1b”所相邻的“1c”的接收位置对应的接收孔径的多个回波信号,

生成与“1c”有关的接收波束数据集。“1b”接收位置和“1c”接收位置之间,未设置1束接收波束的量的空隙。如此,接收部17生成位置“1a”、位置“1b”、位置“1c”、位置“1d”、位置“1e”、位置“1f”、位置“1g”以及位置“1h”这8个接收波束数据集。由此,生成与第一次收发有关的并列同时接收波束数据集组。

[0068] 若进行了第一次收发,则进行第二次收发。在第二次发送中,发送部15对中心轴位于“2d”与“2e”中心的发送波束进行送波。接收部17与第一次收发同样地接收“2a”、“2b”、“2c”、“2d”、“2e”、“2f”、“2g”、“2h”这8个接收波束。第二次发送波束的中心轴,与第一次发送波束的中心轴相比沿着扫描方向在空间上偏移2个接收波束的量。因此,第二次并列同时接收波束组的中心轴也同样,与第一次并列同时接收波束组的中心轴相比沿着扫描方向在空间上偏移2个接收波束的量。

[0069] 另外,“1h”接收位置和“2g”接收位置在空间上被设定为相同位置。“1g”接收位置与“2f”接收位置在空间上不是相同的位置,与“2a”接收位置在空间上为相同的位置。

[0070] 如此,接收部17一边使并列同时接收波束组向扫描方向每次错开2个接收波束的量,一边生成用于构成1个扫描面的全部的并列同时接收波束组。换言之,扫描控制部13将多个并列同时接收波束组的位置配置为,相互沿着扫描方向错开2个接收波束的量。

[0071] 接着,参照图5对由加法合成部19进行的接收波束数据集的加法合成进行说明。另外,由接收部17生成的接收波束数据集被即时地存储到接收波束存储部18。

[0072] 在加法合成处理中,加法合成部19基于多个并列同时接收波束数据集组,生成与多个合成波束分别对应的多个合成波束数据集。更详细地,加法合成部19从接收波束存储部18读出加法合成对象的接收波束数据集,并对所读出的接收波束数据集实施上述加法合成。加法合成对象是与汇集有预先设定的规定数量的接收波束数据集的接收位置有关的接收波束数据集。合成对象的接收波束的束数,例如根据并列同时接收波束数和波束跳过数而被决定。这是因为,一个空间位置处的接收波束的最大数是根据并列同时接收波束数和波束跳过数被唯一决定的。例如,在并列同时接收波束数为8束、波束跳过数为2束的情况下,在1个空间位置处最大接收4束接收波束。因此,在该情况下,合成对象的接收波束的束数被设定为4束。如此,加法合成部19对多个接收波束中的与相同接收位置有关的规定数量的接收波束进行加法合成,生成合成波束。换言之,加法合成部19对与相同接收位置有关的规定数量的接收波束数据集进行加法合成,生成与合成波束对应的合成波束数据集。

[0073] 具体地说,加法合成部19以同一接收位置的接收波束汇集了4束这一情况为契机,对这4束接收波束进行加法合成。例如,在接收位置PA生成“2f”、“3d”、“4b”、“5a”这4束的接收波束数据集。加法合成部19以生成了第4束“5a”的接收波束数据集这一情况为契机,对“2f”、“3d”、“4b”、“5a”这4个的接收波束数据集进行加法合成,生成与接收位置PA有关的合成波束数据集01。此外,在接收位置PB生成“1h”、“2g”、“3e”、“4c”这4束的接收波束数据集。加法合成部19以生成了第4束“4c”的接收波束数据集这一情况为契机,基于“1h”、“2g”、“3e”、“4c”这4个的接收波束数据集,生成与接收位置PB有关的合成波束数据集02。所生成的合成波束数据集被存储在合成波束存储部20。

[0074] 如图5所示那样,“1a”及“1h”被配置在比图18的“1a”及“1h”远离并列同时接收波束组的中心轴的位置。因此,图5的“1a”接收波束的接收灵敏度,比图18的“1a”接

收波束的接收灵敏度降低。但是,该接收灵敏度的降低,如后述那样通过加法合成处理能够被忽略。

[0075] 另外,在接收位置 P0 那样的扫描面的两端部分,接收波束数据集不会汇集 4 束。在仅汇集了小于 4 束的接收波束数据集的情况下,与其接收位置有关的合成波束数据集,不被图像生成部 21 利用于图像生成。或者,在仅汇集了小于 4 束的接收波束数据集的情况下,也可以不通过加法合成部 19 生成与其接收位置有关的合成波束数据集。反之,在汇集了 4 束接收波束数据集的情况下,与其接收位置有关的合成波束数据集被图像生成部 21 利用于图像生成。

[0076] 在接收位置 P01 那样的扫描面两端部分的附近,接收波束数据集汇集了 4 束。但是,在比接收位置 P01 向扫描面的内侧靠近 1 束接收波束的量的接收位置 P02,接收波束数据集没有汇集 4 束。这种与由接收位置 P0 和接收位置 P01 所夹的接收位置 P02 有关的合成波束数据集,也不会被图像生成部 21 利用于图像生成,或者不通过加法合成部 19 被生成。换言之,与位于比接收波束数据集不汇集 4 束的接收位置 P02 靠扫描面端侧的接收位置 P0、P01 有关的合成波束数据集,不会被利用于图像生成、或者不被生成。

[0077] 即,属于 4 根接收波束数据集在空间上连续地汇集的空间范围内的合成波束数据集,被利用于图像生成。这种属于空间范围内的合成波束数据集,被向图像生成部 21 供给。属于该空间范围外的合成波束数据集,如上述那样,不会被图像生成部 21 利用于图像生成、或者不会通过加法合成部 19 被生成。

[0078] 例如,图像生成部 21 从合成波束存储部 20 中读出要被利用于图像生成的合成波束数据集,将所读出的合成波束数据集利用于图像生成。另一方面,图像生成部 21 不从合成波束存储部 20 读出不会被利用于图像生成的合成波束数据集。在图像生成处理中,图像生成部 21 基于所读出的多个合成波束数据集来生成超声波图像数据。具体地说,图像生成部 21 将所读出的合成波束数据集,根据输出时间配置在图像生成部 21 内的图像存储器上。通过该配置处理,生成了显示部 25 能够显示的超声波图像数据。

[0079] 另外,存在合成波束数据集的输出顺序与空间配置反转的情况。例如,与接收位置 PB 有关的合成波束数据集 02,在第四次收发中被输出。另一方面,与比接收位置 PB 靠扫描方向上游侧(即、接收时刻较早)的接收位置 PA 有关的合成波束 01,在第五次收发中被输出。如此,在以合成波束的输出顺序与空间配置反转的状态生成了超声波图像数据的情况下,在所生成的超声波图像数据中,与 2 个合成波束数据集有关的扫描线会在图像上反转。因此,图像生成部 21 将输出顺序与空间配置反转了的合成波束数据集根据接收位置重新排列,以便输出顺序与空间配置匹配。例如,图像生成部 21 将合成波束数据集按照接收位置依次排列到存储地址。或者,图像生成部 21 将合成波束存储部 20 中的合成波束数据集的存储地址按照接收位置重新排列。或者,也可以,重新排列合成波束数据集从加法合成部 19 输出的输出顺序,以便合成波束数据集沿着扫描方向依次被输出。

[0080] 另外,上述设定成了基于小于 4 个的接收波束数据集的合成波束数据集未被利用于图像生成。然而,本实施方式并不局限于此,图像生成部 21 也可以将基于小于 4 个的接收波束数据集的合成波束数据集利用于图像生成。例如也可以是,加法合成部 19 根据周围的非欠缺接收位置的接收波束数据集来进行插补而生成欠缺接收位置的合成波束数据集。其中,欠缺接收位置是接收波束未汇集 4 束的接收位置,非欠缺接收位置是接收波束汇集 4

束的接收位置。周围的非欠缺接收位置例如是隔着接收位置 P02 的相邻接收位置。将通过插补所生成的接收波束数据集称为插补波束数据集。插补波束数据集被存储于合成波束存储部 20。图像生成部 21 能够从合成波束存储部 20 将插补波束数据集读出,并利用于图像生成。

[0081] 在此,为了对超声波图像的画质进行说明,模拟地设定接收波束的灵敏度。设接收波束的灵敏度对应于与并列同时接收波束组的中心轴之间的距离,线性地减少。具体地说,假设“a”和“h”接收波束的灵敏度为“6”、“b”和“g”接收波束的灵敏度为“8”、“c”和“f”接收波束的灵敏度为“9”、“d”和“e”接收波束的灵敏度为“10”。

[0082] 在该情况下,图像生成所利用的合成波束的灵敏度,全部具有相同的值“33”。因此,超声波图像不会因接收波束的接收灵敏度不均导致引起画质变差。

[0083] 此外,在本实施方式中,波束跳过数被设定为多个接收波束的量(在图 5 的情况下为 2 束)。因此,在本实施方式中,只要合成比并列同时接收波束数少的束数的接收波束,就能够生成超声波图像数据。由此,本实施方式,与合成了与并列同时接收波束数相同数目的接收波束的图 17 的情况相比,帧率得以提高。

[0084] 而且,在本实施方式中,并列同时接收波束组所包含的多个接收波束不等间隔地配置。因此,在本实施方式中,合成波束的时相以一束为单位进行切换。因此,与以多束为单位(具体地说以 2 束为单位)切换时相的图 18 的情况相比,本实施方式能够使降低超声波图像数据的画质变差。

[0085] 根据这些效果,本实施方式的超声波诊断装置以及超声波收发方法,能够保持高帧率的实时性的同时,在心脏等活动较快的部位也能够生成画质优良的超声波图像数据。因此,本实施方式的超声波诊断装置以及超声波收发方法能够提高超声波检查的诊断能力。

[0086] 因此,根据本实施方式,在并列同时接收中,能够提供能可同时实现帧率提高和画质提高的超声波诊断装置以及超声波收发方法。

[0087] 另外,本实施方式的扫描方式不仅限于图 5 所示的 8 波束同时接收 & 4 波束合成以及 2 波束跳过 & 两端配置 1 空隙。以下,在多个变形例中,对本实施方式的其他扫描方式进行说明。另外,在以下的说明中,对于与本实施方式具有大致相同功能的结构要素,赋予相同的附图标记并仅在必要的情况下重复说明。

[0088] (变形例 1)

[0089] 图 6 是用于对变形例 1 的扫描方式进行说明的图。如图 6 所示那样,变形例 1 的扫描方式为 8 波束同时接收 & 4 波束合成 & 2 波束跳过 & 两端离散配置 2 空隙。在“两端离散配置 2 空隙”中,在并列同时接收波束组的各端部离散地配置 2 空隙。具体地说,位于并列同时接收波束组端部的接收位置“a”和接收位置“b”之间、接收位置“b”和接收位置“c”之间、接收位置“f”和接收位置“g”之间、接收位置“g”和接收位置“h”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 2 个接收波束的量的间隔。另一方面,位于并列同时接收波束组中央部的接收位置“c”和接收位置“d”之间、接收位置“d”和接收位置“e”之间、接收位置“e”和接收位置“f”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 1 个接收波束的量的间隔。

[0090] 在这种变形例 1 的扫描方式中,图像生成所利用的合成波束的灵敏度全部具有相同的值“31”。因此,通过变形例 1 的扫描方式生成的超声波图像不会因接收波束的接收灵

敏度不均引起画质变差。

[0091] 此外,在变形例 1 的扫描方式中,波束跳过数被设定为 2 束的量。因此,变形例 1 的超声波诊断装置,能够通过合成比并列同时接收波束数少的束数的接收波束来生成超声波图像数据。由此,变形例 1 的扫描方式与图 17 的扫描方式相比能够提高帧率。

[0092] 此外,在变形例 1 的扫描方式中,并列同时接收波束组所包含的多个接收波束不等间隔地配置。即,合成波束的时相以一束为单位进行切换。因此,变形例 1 的扫描方式与图 18 的扫描方式相比能够降低超声波图像的画质变差。

[0093] 如将图 6 和图 5 进行比较可知,“两端配置 1 空隙”,在收发次数相同的情况下,与“两端离散配置 2 空隙”相比可利用于图像生成的合成波束数更多。因此,“两端配置 1 空隙”能够得到比“两端离散配置 2 空隙”更宽范围的超声波图像数据。

[0094] 此外,如将图 6 和图 5 进行比较可知,“两端配置 1 空隙”的合成波束的灵敏度比“两端离散配置 2 空隙”的高。因此,“两端配置 1 空隙”能够得到比“两端离散配置 2 空隙”更高画质的超声波图像数据。

[0095] (变形例 2)

[0096] 图 7 是用于对变形例 2 的扫描方式进行说明的图。如图 7 所示那样,变形例 2 的扫描方式为 8 波束同时接收 &4 波束合成 &2 波束跳过 & 两端连续配置 2 空隙。在“两端连续配置 2 空隙”中,在并列同时接收波束组的各端部连续地配置 2 空隙。换言之,在“两端连续配置 2 空隙”中,并列同时接收波束组的各端部配置有 2 个空隙间隔量的空隙。具体地说,位于并列同时接收波束组端部的接收位置“a”和接收位置“b”之间、接收位置“g”和接收位置“h”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 4 个接收波束的量的间隔。另一方面,位于并列同时接收波束组中央部的接收位置“b”和接收位置“c”之间、接收位置“c”和接收位置“d”之间、接收位置“d”和接收位置“e”之间、接收位置“e”和接收位置“f”之间、接收位置“f”和接收位置“g”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 1 个接收波束的量的间隔。

[0097] 在这种变形例 2 的扫描方式中,图像生成所利用的合成波束的灵敏度全部具有相同的值“32”。因此,通过变形例 2 的扫描方式生成的超声波图像不会因接收波束的接收灵敏度不均引起画质变差。

[0098] 此外,在变形例 2 的扫描方式中,波束跳过数被设定为 2 束的量。因此,变形例 2 的超声波诊断装置,能够通过合成比并列同时接收波束数少的束数的接收波束来生成超声波图像数据。由此,变形例 2 的超声波诊断装置与图 17 的扫描方式相比能够提高帧率。

[0099] 此外,在变形例 2 的扫描方式中,并列同时接收波束组所包含的多个接收波束不等间隔地配置。即,合成波束的时相以一束为单位进行切换。因此,变形例 2 的超声波诊断装置与图 18 的扫描方式相比能够降低超声波图像数据的画质变差。

[0100] 如将图 7 和图 5 进行比较可知,“两端配置 1 空隙”在收发次数相同的情况下,与“两端连续配置 2 空隙”相比,可利用于图像生成的合成波束数更多。因此,“两端配置 1 空隙”能够得到比“两端连续配置 2 空隙”更宽范围的超声波图像数据。此外,如将图 7 和图 6 进行比较可知,在收发次数相同的情况下,“两端连续配置 2 空隙”与“两端离散配置 2 空隙”相比,可利用于图像生成的合成波束数是相同的。因此,“两端连续配置 2 空隙”能够得到与“两端离散配置 2 空隙”大致相同范围的超声波图像数据。

[0101] 此外,如将图 7 和图 5 进行比较可知,“两端配置 1 空隙”的合成波束的灵敏度比“两端连续配置 2 空隙”的高。因此,“两端配置 1 空隙”能够得到比“两端离散配置 2 空隙”高画质的超声波图像数据。此外,如将图 7 和图 6 进行比较可知,“两端连续配置 2 空隙”的合成波束的灵敏度比“两端离散配置 2 空隙”的高。因此,“两端连续配置 2 空隙”能够得到比“两端离散配置 2 空隙”高画质的超声波图像数据。

[0102] (变形例 3)

[0103] 图 8 是用于对变形例 3 的扫描方式进行说明的图。如图 8 所示那样,变形例 3 的扫描方式为 8 波束同时接收 &8 波束合成 &1 波束跳过 & 两端配置 1 空隙。具体地说,位于并列同时接收波束组端部的接收位置“a”和接收位置“b”之间、接收位置“g”和接收位置“h”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 4 个接收波束的量的间隔。另一方面,位于并列同时接收波束组中央部的接收位置“b”和接收位置“c”之间、接收位置“c”和接收位置“d”之间、接收位置“d”和接收位置“e”之间、接收位置“e”和接收位置“f”之间、接收位置“f”和接收位置“g”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 1 个接收波束的量的间隔。另外,在“8 波束合成”中,在汇集了 8 束接收波束的接收位置上形成合成波束。

[0104] 在这种变形例 3 的扫描方式中,图像生成所利用的合成波束的灵敏度全部具有相同的值“66”。因此,通过变形例 3 的扫描方式生成的超声波图像数据不会因接收波束的接收灵敏度不均引起画质变差。

[0105] 此外,在变形例 3 的扫描方式中,并列同时接收波束组所包含的多个接收波束不等间隔地配置。即,合成波束的时相以一束为单位进行切换。因此,变形例 3 的超声波诊断装置与图 18 的扫描方式相比,能够降低超声波图像数据的画质变差。

[0106] 如将图 8 和图 5 进行比较可知,在收发次数相同的情况下,“2 波束跳过”与“1 波束跳过”相比,可利用于图像生成的合成波束数更多。因此,“2 波束跳过”能够得到比“1 波束跳过”更宽范围的超声波图像数据。

[0107] 此外,如将图 8 和图 5 进行比较可知,“4 波束合成”与“8 波束合成”相比,生成一束合成波束所需要的接收波束的束数较少。因此,“4 波束合成”能够以比“8 波束合成”短的时间生成超声波图像数据,超声波图像数据的实时性较好。因此,“4 波束合成”与“8 波束合成”相比,对心脏那样的移动体的描画能力更高。

[0108] (变形例 4)

[0109] 图 9 是用于对变形例 4 的扫描方式进行说明的图。如图 9 所示那样,变形例 4 的扫描方式为 8 波束同时接收 &8 波束合成 &1 波束跳过 & 两端离散配置 2 空隙。具体地说,位于并列同时接收波束组端部的接收位置“a”和接收位置“b”之间、接收位置“b”和接收位置“c”之间、接收位置“f”和接收位置“g”之间、接收位置“g”和接收位置“h”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 2 个接收波束的量的间隔。另一方面,位于并列同时接收波束组中央部的接收位置“c”和接收位置“d”之间、接收位置“d”和接收位置“e”之间、接收位置“e”和接收位置“f”之间的间隔,通过扫描控制部 13 设定为 1 个接收波束的量的间隔。

[0110] 在这种变形例 4 的扫描方式中,图像生成所利用的合成波束的灵敏度全部具有相同的值“62”。因此,通过变形例 4 的扫描方式生成的超声波图像不会因接收波束的接收灵敏度不均引起画质变差。

[0111] 此外,在变形例 4 的扫描方式中,并列同时接收波束组所包含的多个接收波束不

等间隔地配置。即，合成波束的时相以一束为单位进行切换。因此，变形例 4 的超声波诊断装置与图 18 的扫描方式相比，能够降低超声波图像数据的画质变差。

[0112] 如将图 9 和图 8 进行比较可知，在“8 波束合成 & 1 波束跳过”的情况下，“两端配置 1 空隙”与“两端离散配置 2 空隙”相比，生成一束合成波束所需要的收发次数更少。因此，在“8 波束合成 & 1 波束跳过”的情况下，“两端配置 1 空隙”与“两端离散配置 2 空隙”相比实时性更好。

[0113] (变形例 5)

[0114] 图 10 是用于对变形例 5 的扫描方式进行说明的图。如图 10 所示那样，变形例 5 的扫描方式为 8 波束同时接收 & 8 波束合成 & 1 波束跳过 & 两端 2 个空隙连续配置。具体地说，位于并列同时接收波束组端部的接收位置“a”和接收位置“b”之间、接收位置“g”和接收位置“h”之间的间隔，通过扫描控制部 13 设定为 4 个接收波束的量的间隔。另一方面，位于并列同时接收波束组中央部的接收位置“b”和接收位置“c”之间、接收位置“c”和接收位置“d”之间、接收位置“d”和接收位置“e”之间、接收位置“e”和接收位置“f”之间、接收位置“f”和接收位置“g”之间的间隔，通过扫描控制部 13 设定为 1 个接收波束的量的间隔。

[0115] 在这种变形例 5 的扫描方式中，图像生成所利用的合成波束的灵敏度全部具有相同的值“64”。因此，通过变形例 5 的扫描方式生成的超声波图像数据不会因接收波束的接收灵敏度不均引起画质变差。

[0116] 此外，在变形例 5 的扫描方式中，并列同时接收波束组所包含的多个接收波束不等间隔地配置。即，合成波束的时相以一束为单位进行切换。因此，变形例 5 的超声波诊断装置与图 18 的扫描方式相比能够降低超声波图像数据的画质变差。

[0117] 如将图 10 和图 8 进行比较可知，在“8 波束合成 & 1 波束跳过”的情况下，“两端配置 1 空隙”与“两端连续配置 2 空隙”相比，生成一束合成波束所需要的收发次数更少。因此，在“8 波束合成 & 1 波束跳过”的情况下，“两端配置 1 空隙”与“两端连续配置 2 空隙”相比实时性更好。此外，如将图 10 和图 9 进行比较可知，在“8 波束合成 & 1 波束跳过”的情况下，“两端连续配置 2 空隙”与“两端 2 空隙离散配置”相比，生成一束合成波束所需要的收发次数是相同的。因此，在“8 波束合成 & 1 波束跳过”的情况下，“两端连续配置 2 空隙”具有与“两端离散配置 2 空隙”大致同等的实时性。

[0118] 说明了本发明的几个实施方式，但这些实施方式仅作为例子提示，不意图限定发明的范围。这些新的实施方式能够以其它各种方式实施，在不脱离发明宗旨的范围内，能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围及宗旨，并且包含于权利要求书所记载的发明及其等同范围内。

[0119] 附图标记说明

[0120] 11...探头, 131...扫描控制部, 15...发送部, 17...接收部, 18...接收波束存储部, 19...加法合成部, 20...合成波束存储部, 21...图像生成部, 22...图像数据存储部, 23...图像处理部, 25...显示部, 27...存储部, 29...系统控制部。

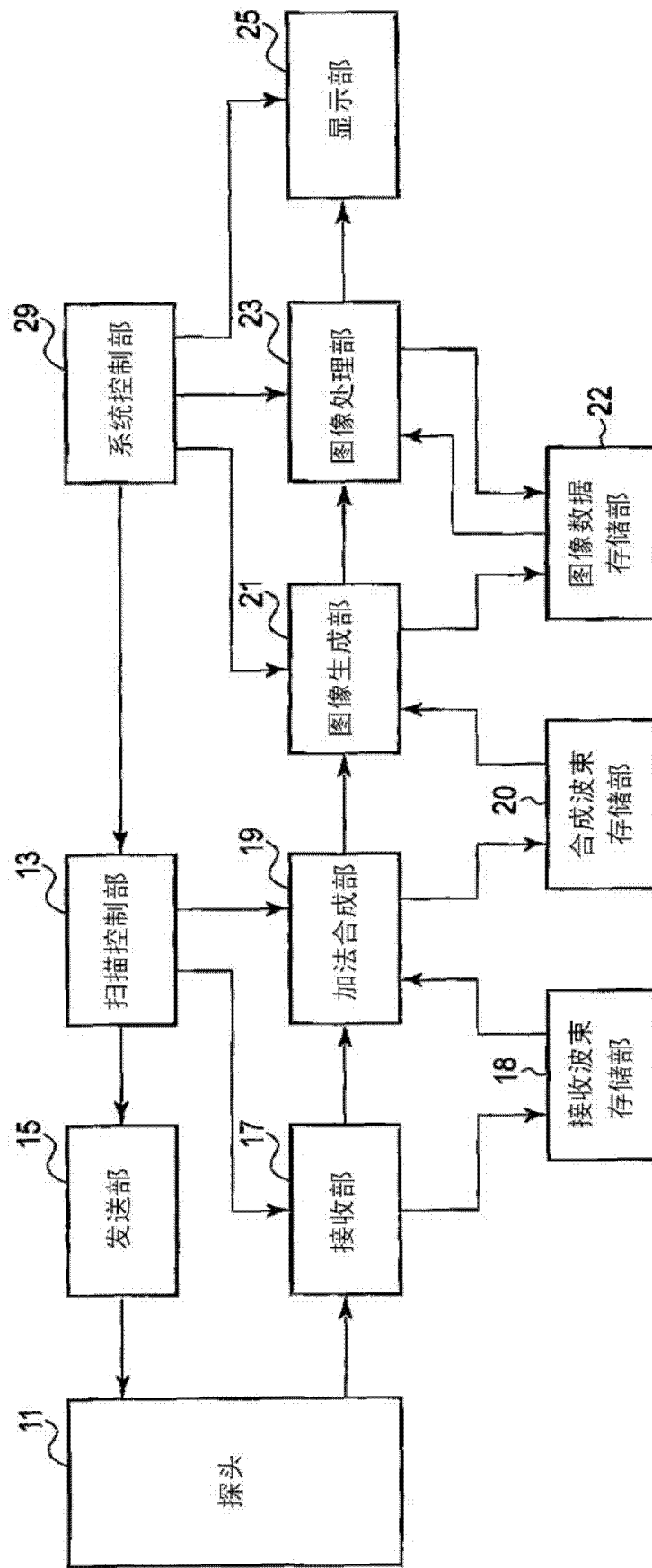


图 1

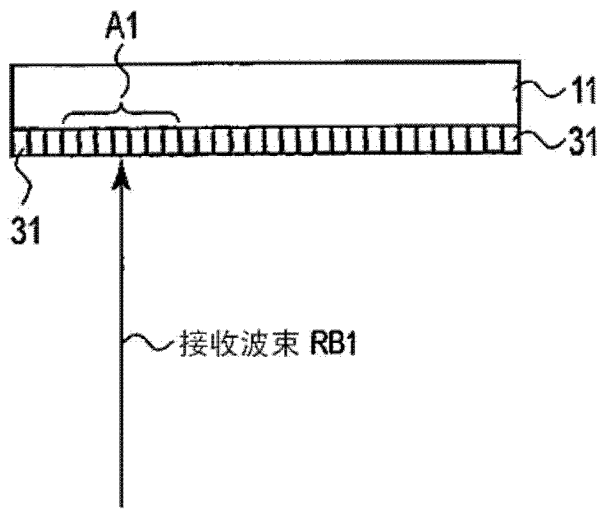


图 2

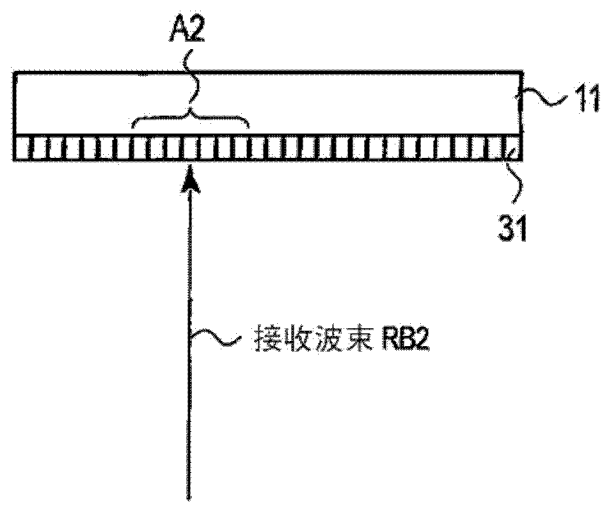


图 3

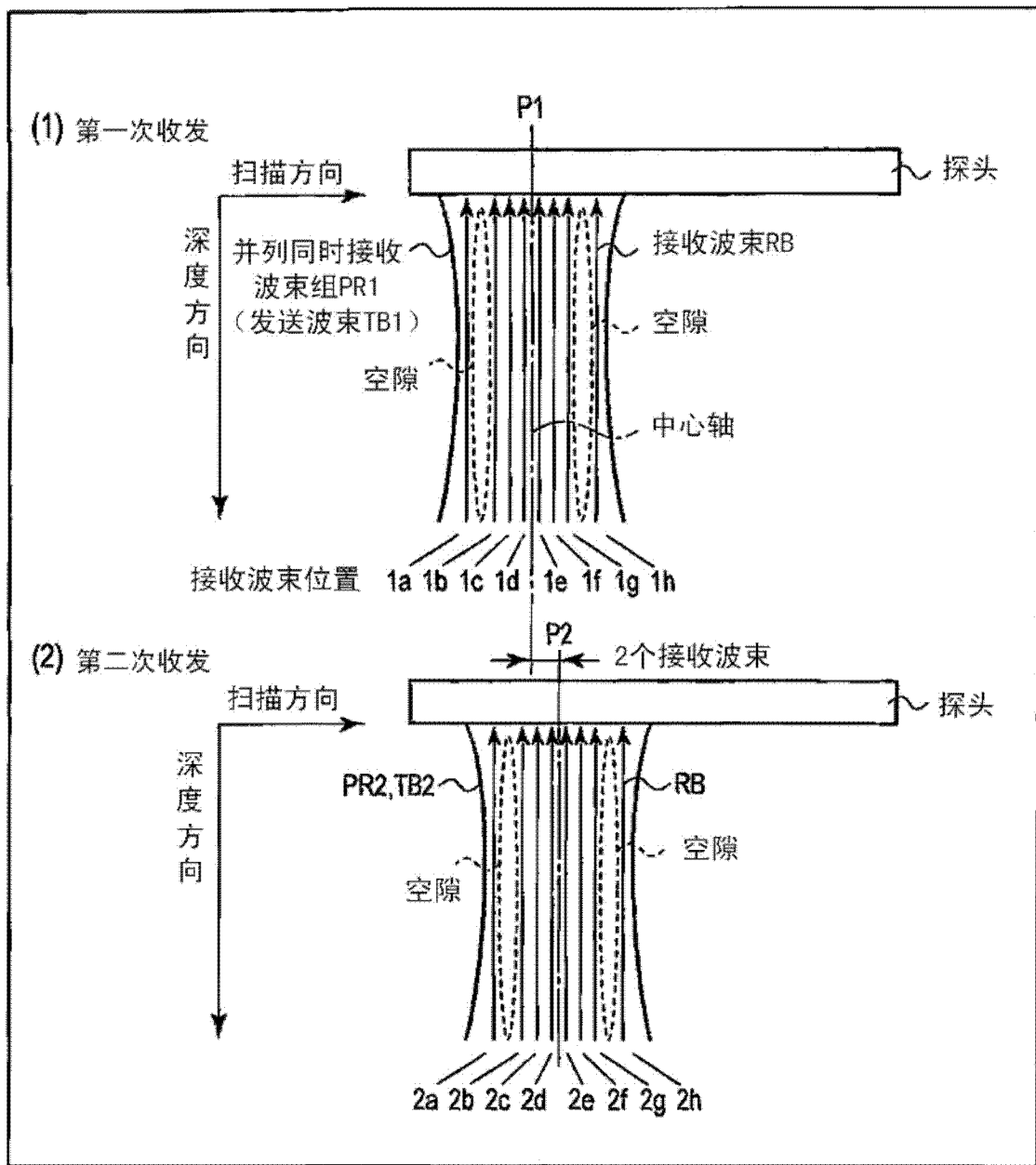


图 4

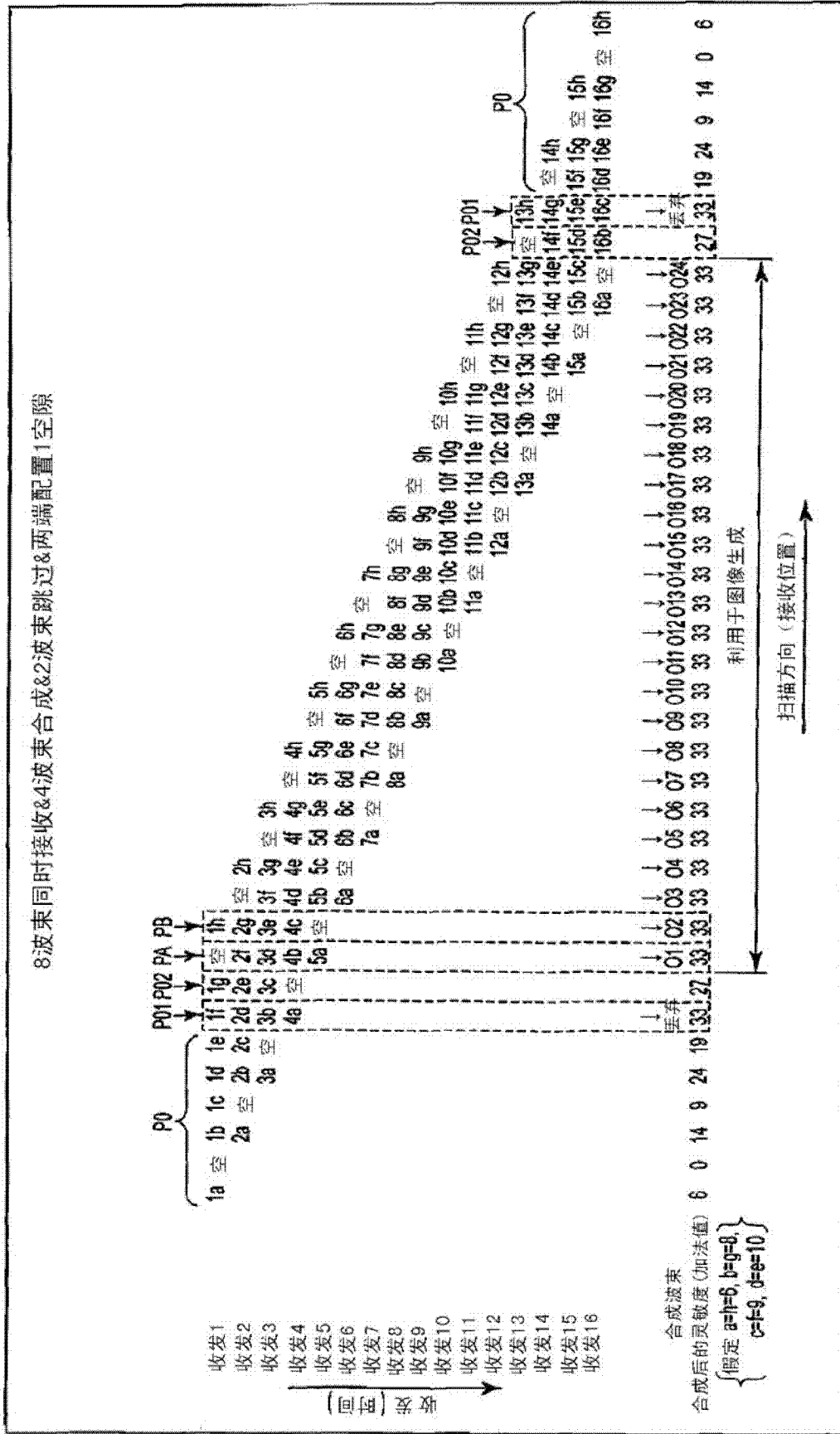


图 5

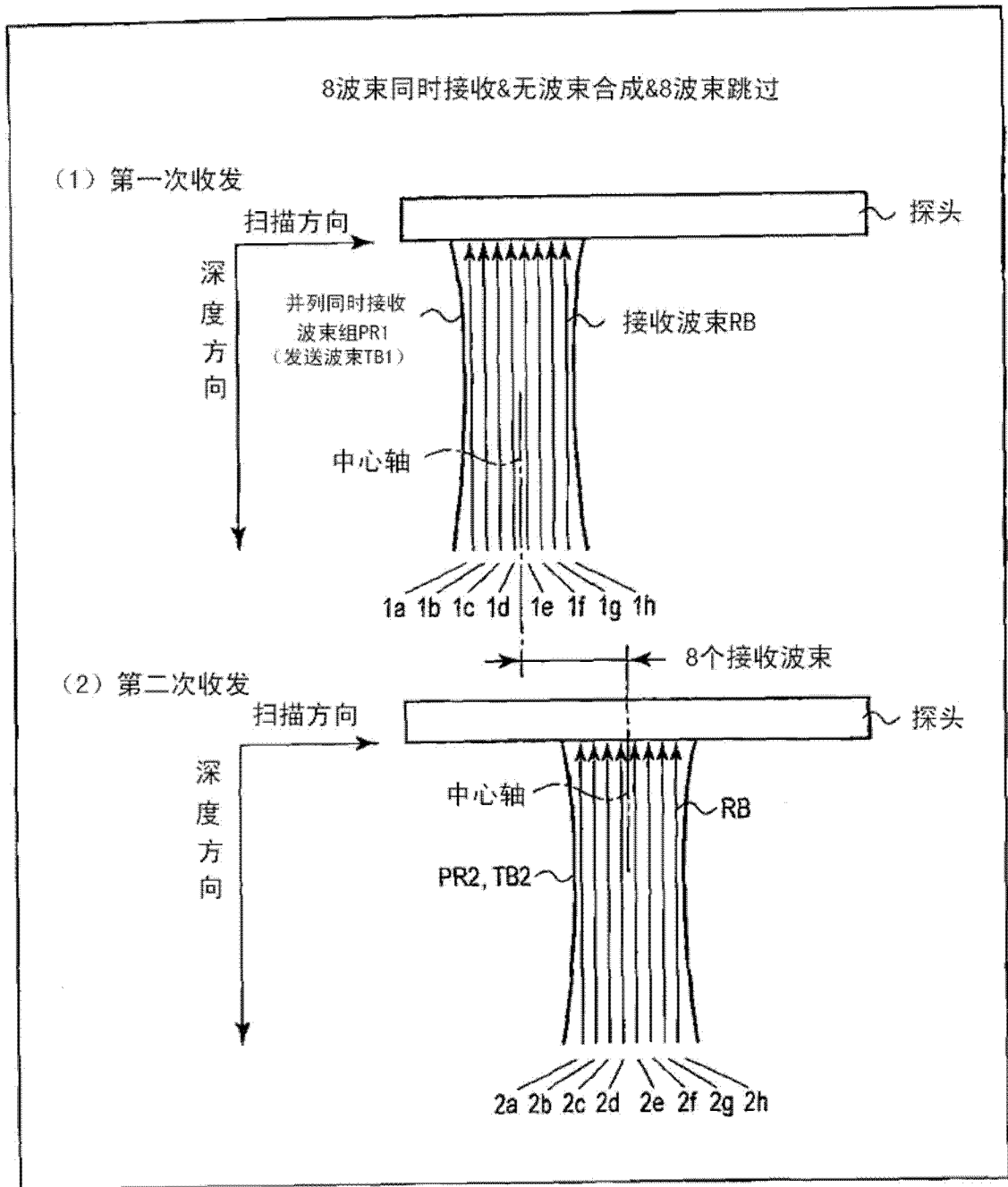


图 11

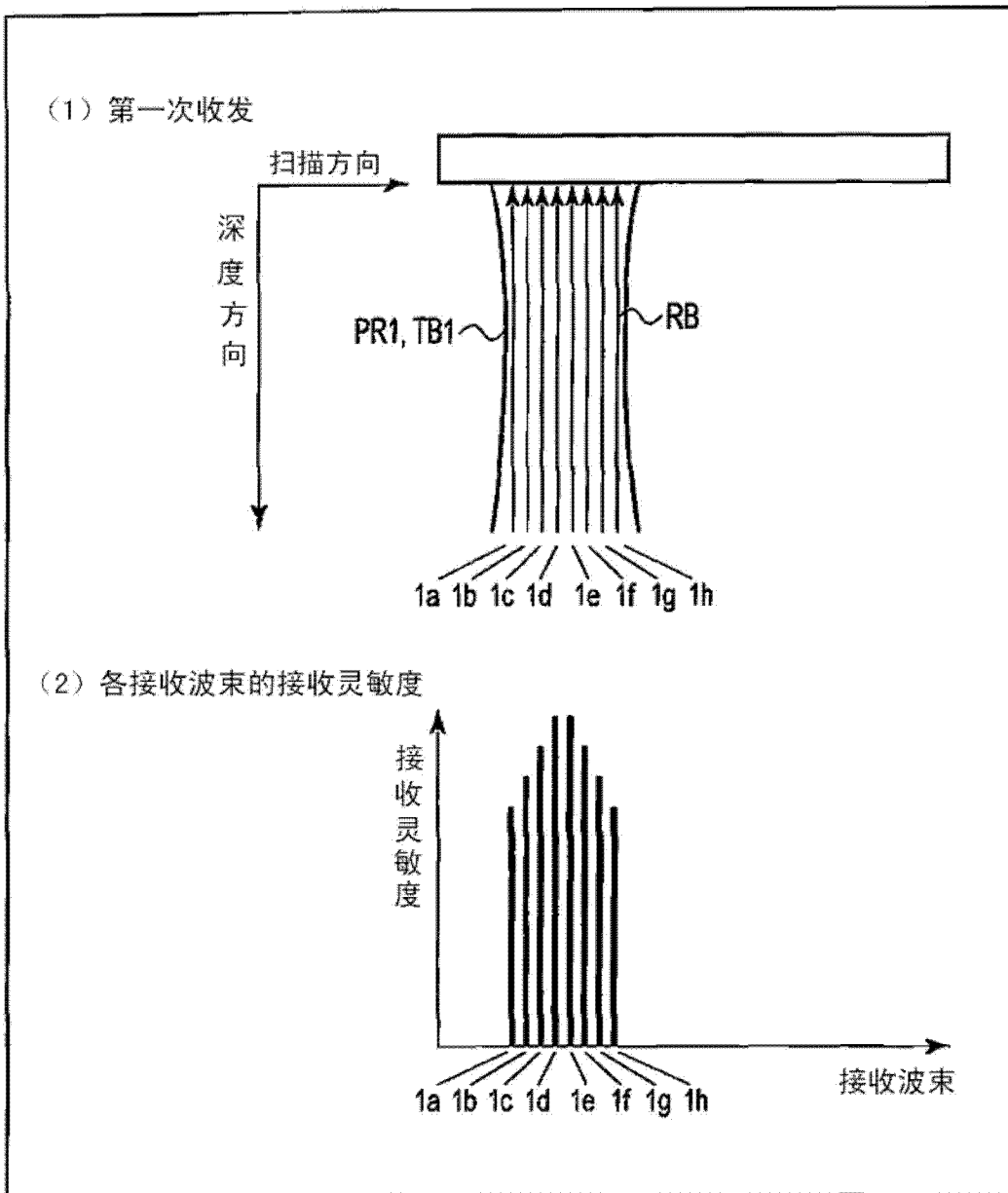


图 12

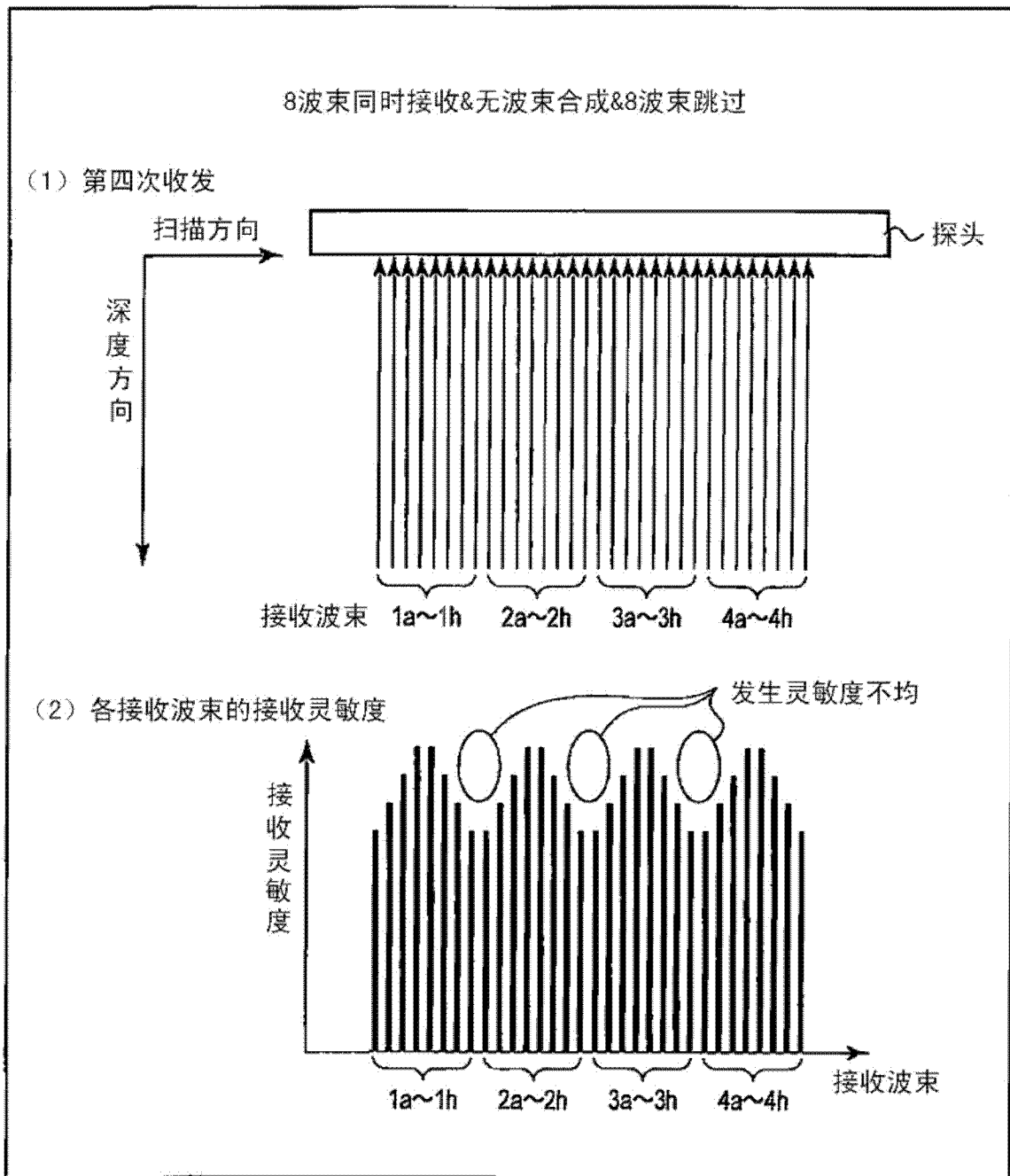


图 13

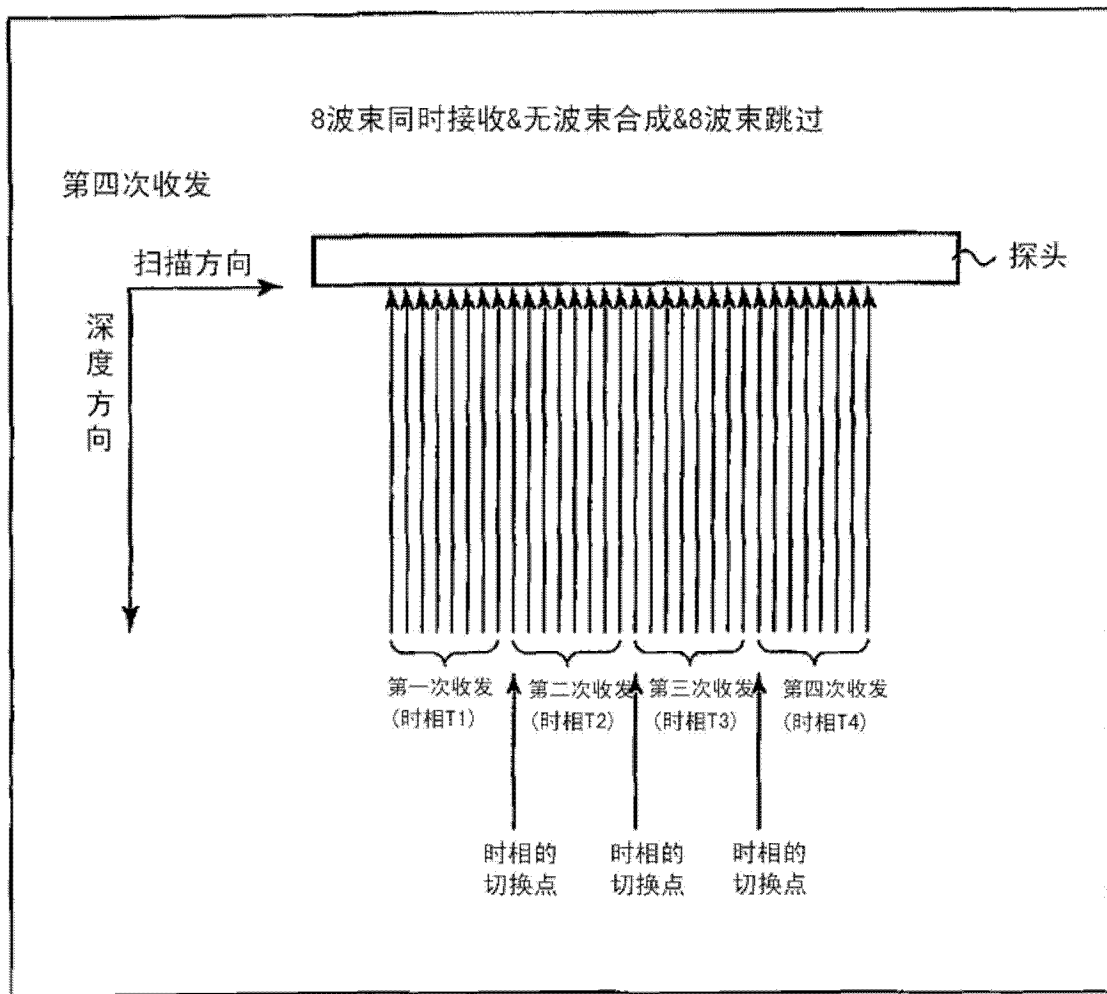


图 14

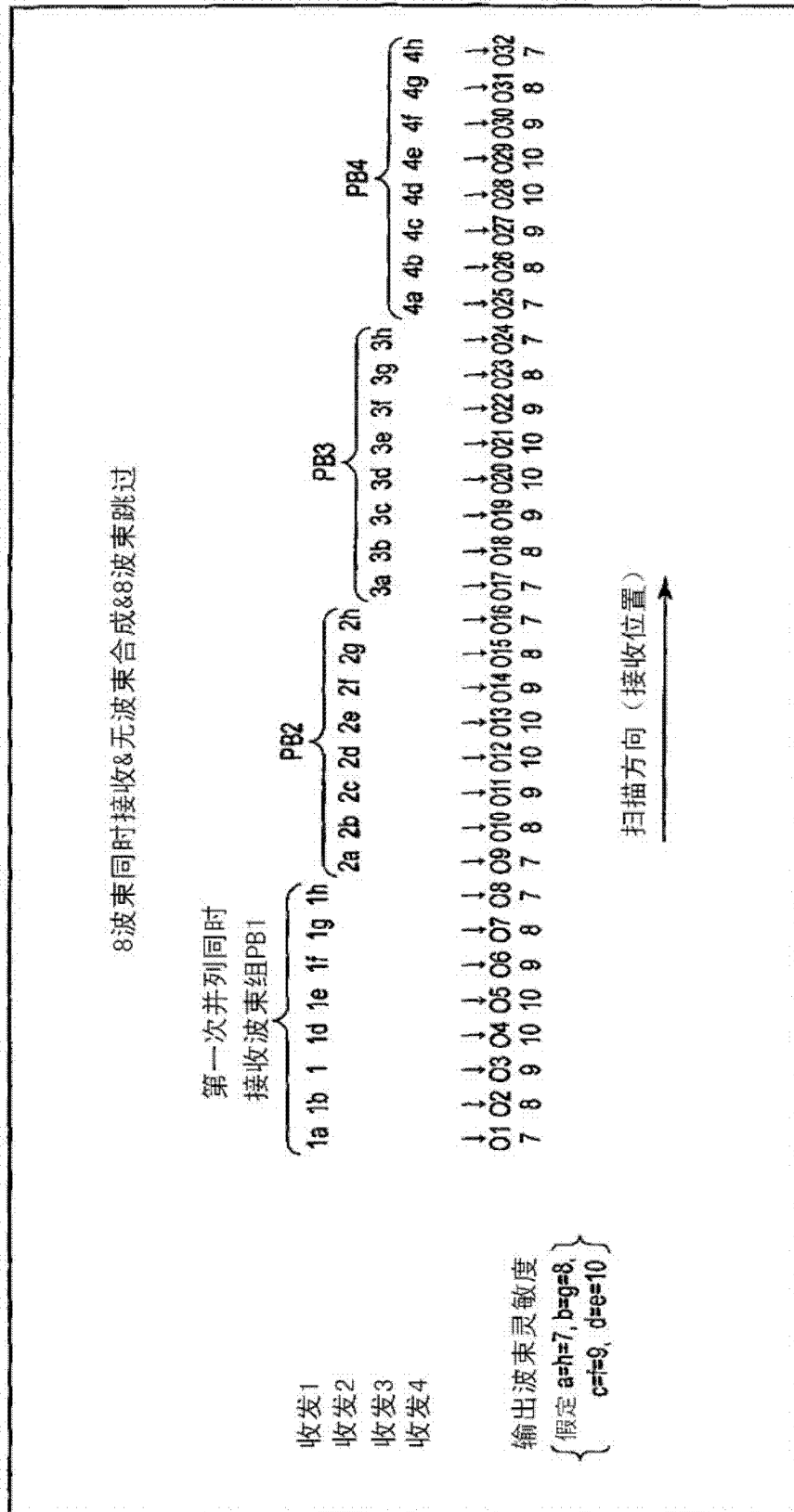


图 15

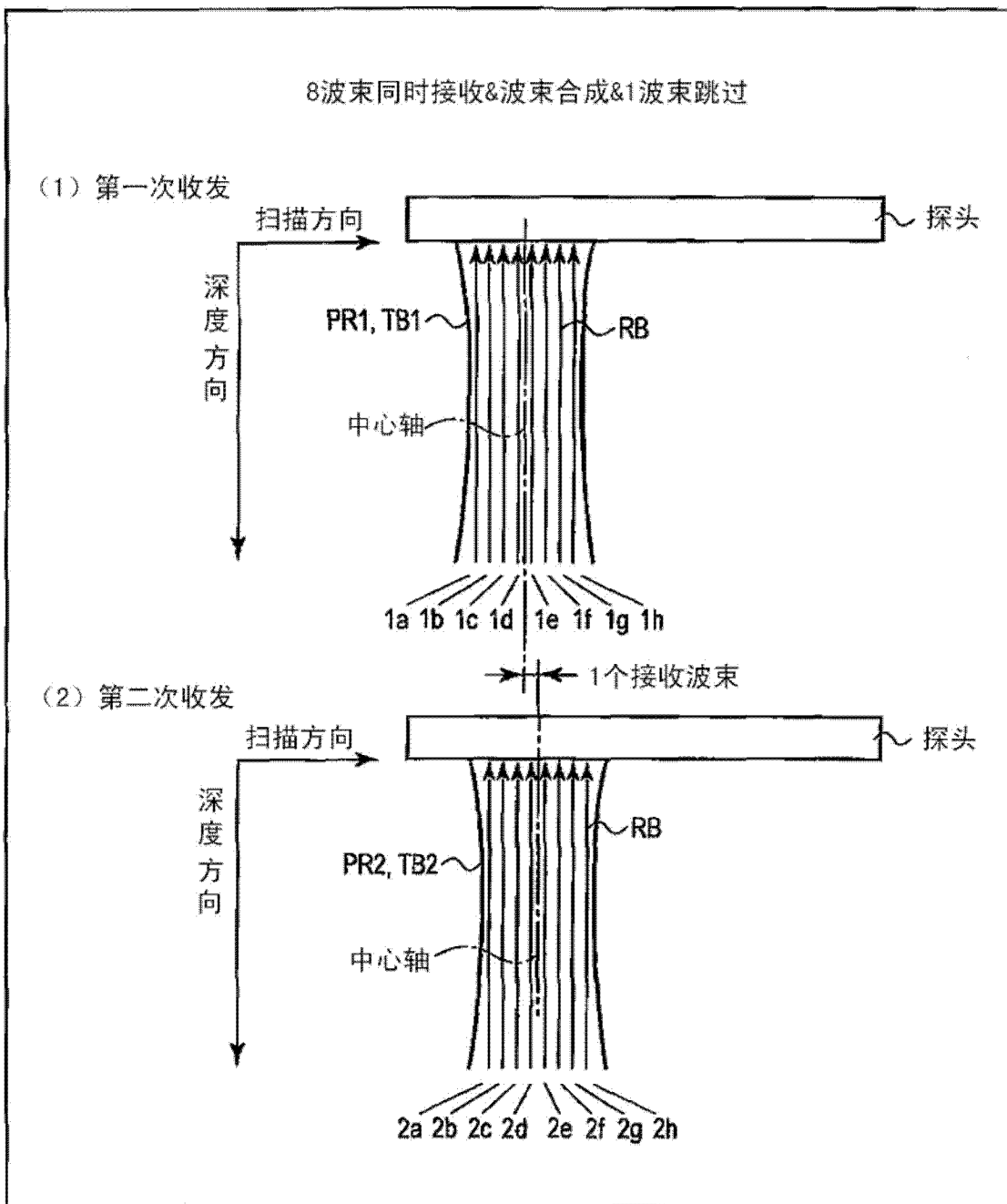


图 16

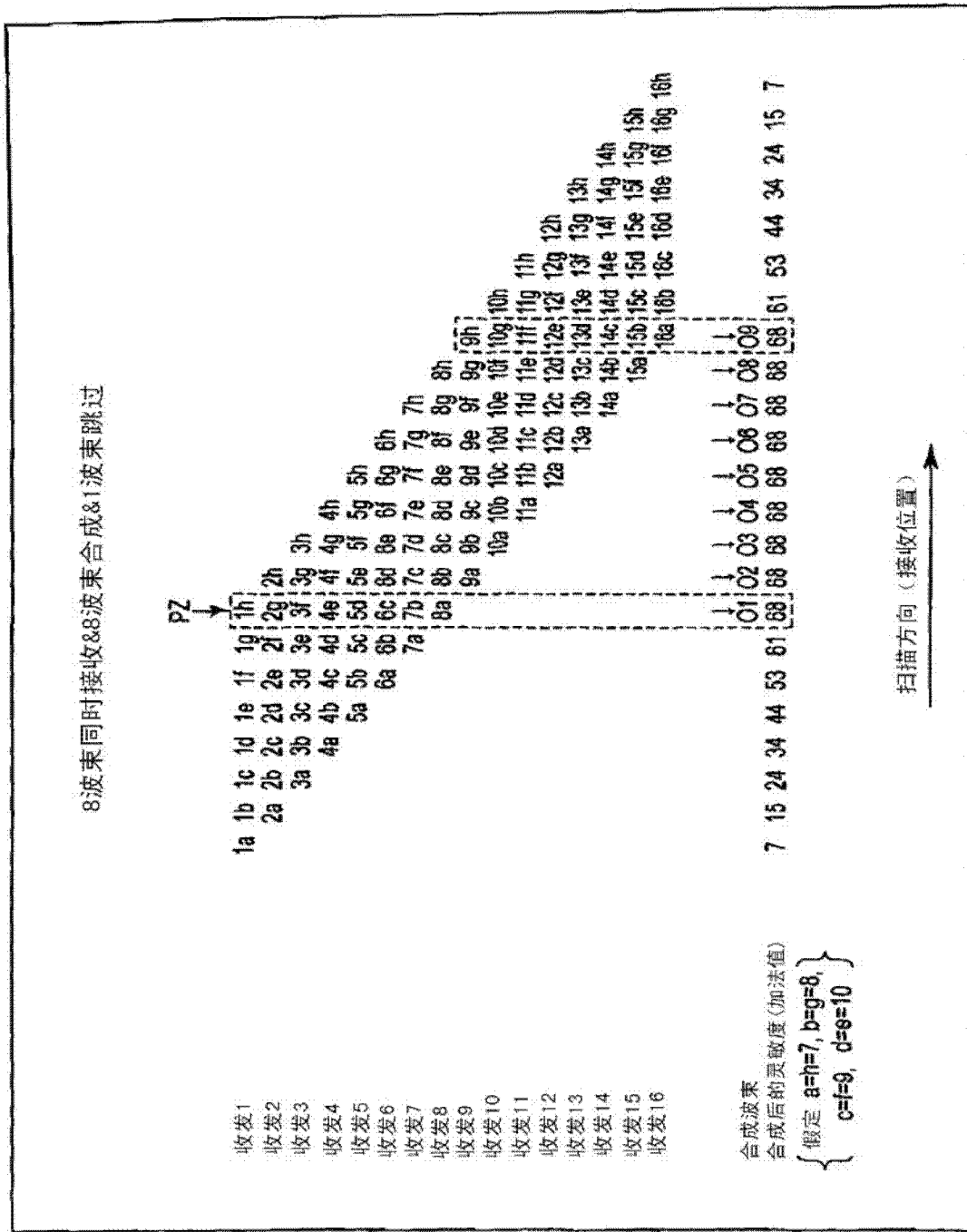


图 17

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置及超声波收发方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN102695455A | 公开(公告)日 | 2012-09-26 |
| 申请号 | CN201180002424.6 | 申请日 | 2011-10-03 |
| [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 | 崔载镐 寺泽俊治 | | |
| 发明人 | 崔载镐 寺泽俊治 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | G01S15/8915 G01S7/52077 G01S7/52095 G01S15/00 A61B8/5269 A61B8/4483 | | |
| 代理人(译) | 杨谦 胡建新 | | |
| 优先权 | 2010235313 2010-10-20 JP | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

提高了并列同时接收的画质。接收部(17)基于回波信号生成多个接收波束数据集组。多个接收波束数据集组的每个接收波束数据集组包含分别对应于与并列同时接收有关的多个接收波束的多个接收波束数据集。多个接收波束数据集的每个接收波束数据集是基于来自多个振子中的与所对应的接收位置有关的振子的回波信号而生成的。扫描控制部(13)设定多个接收波束的空间配置。多个接收波束不等间隔地配置。加法合成部(19)基于多个接收波束数据集组生成与多个接收位置有关的多个合成波束数据集。多个合成波束数据集的每个合成波束数据集是与相同的接收位置有关的接收波束数据集的合成。图像生成部(21)基于多个合成波束数据集生成超声波图像数据。

