



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105997137 A

(43) 申请公布日 2016. 10. 12

(21) 申请号 201610169092. 5

(22) 申请日 2016. 03. 23

(30) 优先权数据

2015-066483 2015. 03. 27 JP

(71) 申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 津岛峰生

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金珑 车玲玲

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

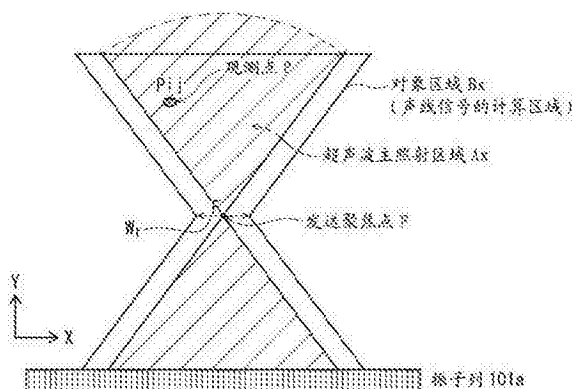
权利要求书3页 说明书29页 附图27页

(54) 发明名称

超声波信号处理装置、以及超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供超声波信号处理装置、以及超声波诊断装置。一种超声波信号处理装置,重复对被检体进行超声波发送的发送事件,与发送事件同步地从被检体接收反射超声波,并根据基于接收到的反射超声波所生成的子帧声线信号而合成帧声线信号,在一次的发送事件中从发送振子列以超声波在被检体中会聚的方式进行发送,并且进行选择使得与发送事件同步地,发送振子列沿列方向以相应于多个振子的移位量进行移动,按每个发送事件,设定包含与在被检体内超声波会聚的部位对应的位置并且与在被检体内超声波会聚的聚焦深度对应的列方向的宽度至少是移位量以上的对象区域,关于对象区域内的观测点生成子帧声线信号。



1. 一种超声波信号处理装置, 将选择性地驱动在超声波探头上排列设置的多个振子而对被检体进行超声波发送的发送事件重复多次, 并且与各发送事件同步地从被检体接收反射超声波, 并根据基于接收到的反射超声波所生成的多个子帧声线信号而合成帧声线信号, 该超声波信号处理装置包括:

发送部, 在一次的发送事件中从所述多个振子中选择发送振子列, 从所述发送振子列以超声波在被检体中会聚的方式进行发送, 并且进行选择使得与各发送事件同步地, 发送超声波的发送振子列沿列方向以相应于多个振子的移位量进行移动;

接收部, 与各发送事件同步地从所述多个振子中选择接收振子列, 基于所述接收振子列从被检体内接收到的反射超声波, 生成对于所述接收振子列的各个振子的接收信号列;

整相相加部, 按每个所述发送事件, 设定包含与在所述被检体内超声波会聚的区域对应的区域并且与在所述被检体内超声波会聚的聚焦深度对应的列方向的宽度至少是所述移位量以上的对象区域, 关于所述对象区域内的多个观测点, 将基于从各观测点所得到的反射超声波的所述接收信号列进行整相相加而生成所述子帧声线信号; 以及

合成部, 基于所述整相相加部生成的所述多个子帧声线信号, 合成所述帧声线信号。

2. 如权利要求1所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部将第1对象区域和第2对象区域设定为所述对象区域, 其中, 该第1对象区域是以所述发送振子列为底边, 与所述聚焦深度对应的所述列方向的宽度最小, 并且该宽度比所述移位量还小的沙漏形状的区域, 该第2对象区域是至少在所述聚焦深度中与所述第1对象区域在所述列方向上相邻的区域。

3. 如权利要求2所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部计算所发送的超声波到达被检体内的观测点的发送时间, 将来自所述观测点的超声波到达所述接收振子列所包含的各个振子的接收时间与所述发送时间之和, 作为所发送的超声波在所述观测点被反射直至到达所述接收振子列所包含的各个振子为止的总传播时间而进行计算, 根据该总传播时间来计算对于所述接收振子列所包含的各个振子的延迟量而进行整相相加。

4. 如权利要求3所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部关于所述第1对象区域内的观测点, 在所述观测点的深度比所述聚焦深度更深的位置的情况下, 将对所发送的超声波到达所述第1对象区域内且处于所述聚焦深度的基准点为止的第1时间加上超声波从所述基准点到达所述观测点为止的第2时间而算出的到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间, 在所述观测点的深度小于所述聚焦深度的情况下, 将从所述第1时间减去所述第2时间而算出的到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间。

5. 如权利要求4所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部关于所述第2对象区域内的观测点, 在所述观测点的深度比所述聚焦深度更深的位置的情况下, 将对所述第1时间加上超声波从所述基准点到达所述观测点为止的第3时间而算出的第2到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间, 在所述观测点的深度小于所述聚焦深度的情况下, 将从所述第1时间减去所述第3时间而算出的第2到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间。

6. 如权利要求4所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部关于所述第2对象区域内的至少处于所述聚焦深度的观测点,将所发送的超声波从所述发送振子列上的任意的位置到达处于与所述观测点相同的深度的任意的位置为止的时间作为所述发送时间。

7.如权利要求6所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部关于所述第2对象区域内的观测点,将所发送的超声波从所述发送振子列的列中心到达所述观测点为止的时间作为有关该观测点的所述发送时间。

8.如权利要求6所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部关于所述第2对象区域内的观测点,(1)在所述观测点接近与所述第1对象区域的边界的情况下,将所述到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间,(2)在所述观测点的深度为所述聚焦深度的情况下,将所发送的超声波从所述发送振子列上的任意的位置到达处于与所述观测点相同的深度的任意的位置为止的第2到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间,(3)关于与所述发送振子列的列方向正交的直线上的多个观测点,计算所述发送时间使得所述发送时间相对于观测点的深度的增加而连续地单调增加。

9.如权利要求8所述的超声波信号处理装置,

在将所述到达时间设为 T_1 且将所述第2到达时间设为 T_2 时,所述整相相加部将该观测点所涉及的所述发送时间 T_M 利用算式

$$T_M = \alpha T_1 + (1 - \alpha) T_2$$

进行计算, α 的值在该观测点是所述聚焦深度时为0,在该观测点与所述第1区域邻接时为1,且根据该观测点的深度与所述聚焦深度的差异而连续地增加。

10.如权利要求2至9的任一项所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部设定所述对象区域,使得在连续的两个发送事件中,所述第2对象区域在列方向中重叠。

11.如权利要求10所述的超声波信号处理装置,

所述整相相加部设定所述对象区域,使得在连续的两个发送事件中所述第2对象区域在列方向中重叠的面积成为所述第2对象区域的面积的50%以上。

12.如权利要求2至11的任一项所述的超声波信号处理装置,

所述合成部对所述多个子帧声线信号中包含在所述第1区域的部分进行合成而生成第1区域的合成声线信号,进而对所述多个子帧声线信号中包含在所述第2区域的部分进行合成而生成第2区域的合成声线信号,并结合第1区域的合成声线信号和第2区域的合成声线信号而生成合成声线信号。

13.如权利要求1至12的任一项所述的超声波信号处理装置,还包括:

放大处理部,利用根据在所述合成部中进行加法的次数而决定的放大率,分别放大所述多个子帧声线信号。

14.一种超声波信号处理装置,将选择性地驱动在超声波探头上排列设置的多个振子而对被检体进行超声波发送的发送事件重复多次,并且与各发送事件同步地从被检体接收反射超声波,并根据基于接收到的反射超声波所生成的多个子帧声线信号而合成帧声线信号,该超声波信号处理装置包括:

发送部,在一次的发送事件中从所述多个振子中选择发送振子列,从所述发送振子列以超声波在被检体中会聚的方式进行发送,并且进行选择使得与各发送事件同步地,发送

超声波的发送振子列沿列方向依次移动；

接收部,与各发送事件同步地从所述多个振子中选择接收振子列,基于所述接收振子列从被检体内接收到的反射超声波,生成对于所述接收振子列的各个振子的接收信号列；

整相相加部,按每个所述发送事件,设定包含与在所述被检体内超声波会聚的区域对应的区域并且与在所述被检体内超声波会聚的聚焦深度对应的列方向的宽度至少大于一个所述振子的宽度的对象区域,关于所述对象区域内的多个观测点,将基于从各观测点所得到的反射超声波的所述接收信号列进行整相相加而生成所述子帧声线信号;以及

合成部,基于所述整相相加部生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号。

15.一种超声波诊断装置,包括权利要求1至14的任一项所述的超声波信号处理装置,所述超声波诊断装置能够连接所述超声波探头。

超声波信号处理装置、以及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本公开涉及超声波信号处理装置、以及具备了它的超声波诊断装置,特别涉及超声波信号处理装置中的接收波束成形处理方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过超声波探头(以后,作为“探头”)对被检体内部发送超声波,接收因被检体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波(回波)。进而,基于根据该接收而得到的电信号,生成表示被检体的内部组织的构造的超声波断层图像,并显示到监视器(以后,作为“显示部”)上。由于超声波诊断装置进入被检体较少,且能够实时通过断层图像等来观察体内组织的状态,因而被广泛用于生物体的形态诊断。

[0003] 在以往的超声波诊断装置中,作为基于接收到的反射超声波的信号的接收波束成形方法,一般使用被称为整相相加法的方法(例如,非专利文献1)。在该方法中,一般,在进行由多个振子进行的对被检体的超声波发送时,进行发送波束成形,使得超声波波束在被检体的某一深度连结焦点。此外,如图27所示,在发送超声波波束的中心轴上设定观测点。因此,在一次超声波发送事件中只能生成在发送超声波波束的中心轴上的一条或者少数条的声线信号,超声波的利用效率差。此外,还存在当观测点位于从聚焦点附近远离的位置上时,所得到的声线信号的分辨率以及信号S/N比降低的课题。

[0004] 相对于此,设想通过合成孔径法(Synthetic Aperture Method)在发送聚焦点附近以外的区域中也得到分辨率高且高画质的图像的接收波束成形方法(例如,非专利文献2)。根据该方法,通过进行了超声波发送波的传播路径、和基于该传输路径的反射波去往振子的到达时间这双方的延迟控制,能够进行将来自位于发送聚焦点附近以外的超声波主照射区域的反射超声波也反映在内的接收波束成形。其结果,能够从一次的超声波发送事件,对超声波主照射区域整体生成声线信号。此外,在合成孔径法中,通过基于从多个发送事件得到的对于同一观测点的多个接收信号而虚拟地对准发送聚焦点,从而与非专利文献1记载的接收波束成形方法相比,能够得到分辨率以及信号S/N比高的超声波图像。

[0005] [现有技术文献]

[0006] [非专利文献]

[0007] [非专利文献1]伊东正安、望月刚合著,“超声波诊断装置”,科罗纳(コロナ)公司出版,2002年8月26日(P42-P45)

[0008] [非专利文献2]“Virtual ultrasound sources in high resolution ultrasound imaging”,S.I.Nikolov and J.A.Jensen,in Proc,SP1E-Progress in biomedical optics and imaging vol.3,2002,P.395-405

[0009] 在合成孔径法中,正在研究提高超声波图像对于时间的分辨率、即超声波图像的帧速率。在超声波诊断装置的性能方面,为了提高帧速率,需要减少超声波发送事件的次数。但是,在如上所述的一般的发送波束成形中,越接近聚焦深度,超声波的波阵面越会聚。因此,若减少发送事件次数,则在超声波会聚的部位中,被照射超声波的区域成为间歇性

(元件的排列方向上变得稀疏)。以往,由于在这样的不被照射超声波的地方不设置观测点,因而在聚焦深度附近,沿着振子列方向而产生在超声波图像中不会被描绘的缺损区域。其结果,超声波图像的画质劣化有时会变得显著。

发明内容

[0010] 本发明鉴于上述课题而完成,其目的在于提供一种超声波信号处理装置、以及利用了它的超声波诊断装置,其在利用了一般的发送波束成形的合成孔径法中,能够一边抑制因产生超声波图像的缺损区域而导致的画质劣化,一边提高帧速率。

[0011] 本发明的一个方式的超声波信号处理装置是,一种超声波信号处理装置,将选择性地驱动在超声波探头上排列设置的多个振子而对被检体进行超声波发送的发送事件重复多次,并且与各发送事件同步地从被检体接收反射超声波,并根据基于接收到的反射超声波所生成的多个子帧声线信号而合成帧声线信号,其特征在于,包括:发送部,在一次的发送事件中从所述多个振子中选择发送振子列,从所述发送振子列以超声波在被检体中会聚的方式进行发送,并且进行选择使得与各发送事件同步地,发送超声波的发送振子列沿列方向以相应于多个振子的移位量进行移动;接收部,与各发送事件同步地从所述多个振子中选择接收振子列,基于所述接收振子列从被检体内接收到的反射超声波,生成对于所述接收振子列的各个振子的接收信号列;整相相加部,按每个所述发送事件,设定包含与在所述被检体内超声波会聚的区域对应的区域并且与在所述被检体内超声波会聚的聚焦深度对应的列方向的宽度至少是所述移位量以上的对象区域,关于所述对象区域内的多个观测点,将基于从各观测点所得到的反射超声波的所述接收信号列进行整相相加而生成所述子帧声线信号;以及合成部,基于所述整相相加部生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号。

[0012] 根据本发明的一个方式的超声波信号处理装置、以及利用了它的超声波诊断装置,在利用了一般的发送波束成形的合成孔径法中,由于不会产生超声波图像的缺损区域,因而不会伴随由此导致的画质劣化,且能够提高帧速率。

附图说明

[0013] 图1是表示实施方式1的超声波诊断装置100的结构的功能框图。

[0014] 图2是表示实施方式1的发送波束成形器部103的超声波发送波的传播路径的示意图。

[0015] 图3是表示实施方式1的接收波束成形器部104的结构的功能框图。

[0016] 图4是表示实施方式1的整相相加部1041的结构的功能框图。

[0017] 图5是表示实施方式1的对象区域Bx的示意图。

[0018] 图6是表示实施方式1的由接收孔径设定部1043设定的接收孔径Rx与发送孔径Tx的关系的示意图。

[0019] 图7(a)是表示实施方式1的从发送孔径Tx经由观测点 P_{ij} 到达接收振子 R_i 的超声波的传播路径的示意图。图7(b)是表示实施方式1的从发送孔径Tx经由观测点 P_{ij} 到达接收振子 R_i 的超声波的传播路径的示意图。

[0020] 图8是表示实施方式1的合成部1140的结构的功能框图。

[0021] 图9是表示实施方式1的加法处理部11401中的对合成声线信号进行合成的处理的示意图。

[0022] 图10(a)是表示实施方式1的合成声线信号中的最大叠加数的概要的示意图。图10(b)是表示实施方式1的对于合成声线信号中的最大叠加数的、放大处理部11402中的放大的概要的示意图。

[0023] 图11是表示实施方式1的接收波束成形器部104的波束成形处理动作的流程图。

[0024] 图12是表示实施方式1的接收波束成形器部104中的关于观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作的流程图。

[0025] 图13是用于说明实施方式1的接收波束成形器部104中的关于观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作的示意图。

[0026] 图14是表示变形例1的由Tx接收孔径设定部设定的接收孔径Rx与发送孔径Tx的关系的示意图。

[0027] 图15是表示变形例1的超声波诊断装置的接收波束成形器部的波束成形处理动作的流程图。

[0028] 图16是用于说明变形例1的接收波束成形器部中的关于观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作的示意图。

[0029] 图17是表示实施方式2的超声波诊断装置的接收波束成形器部104A的结构的功能框图。

[0030] 图18是表示实施方式2的对象区域Bx的示意图。

[0031] 图19(a)是表示实施方式2的根据子帧声线信号的主区域声线信号而合成主合成声线信号的处理的示意图。图19(b)是表示实施方式2的根据子帧声线信号的副区域声线信号而合成副合成声线信号的处理的示意图。图19(c)是表示实施方式2的根据子帧声线信号而生成帧声线信号的处理的示意图。

[0032] 图20是表示实施方式2的接收波束成形器部104A的波束成形处理动作的流程图。

[0033] 图21(a)是用于说明变形例2的超声波的传播路径的示意图。图21(b)是用于说明变形例2的超声波的传播路径的示意图。图21(c)是表示变形例2的观测点 P_{ij} 的深度D与发送时间的关系的一例。图21(d)是表示变形例2的观测点 P_{ij} 的深度D与发送时间的关系的另一例。

[0034] 图22(a)是用于说明变形例2的超声波的传播路径的示意图。图22(b)是表示变形例2的观测点 P_{ij} 的深度D与发送时间的关系的一例。图22(c)是在起因于副区域声线信号的区域中,以聚焦深度为界而亮度发生了变化的超声波图像的例子。

[0035] 图23(a)是用于说明变形例3的超声波的传播路径的示意图。图23(b)是表示变形例3的观测点 P_{ij} 的深度D与发送时间的关系的一例。图23(c)是表示用于计算发送时间的 α 与 P_{ij} 的深度D的关系的例子。图23(d)是在起因于主区域声线信号的区域与起因于副区域声线信号的区域边界中亮度发生了变化的超声波图像的例子。

[0036] 图24(a)是表示变形例4的对象区域Bx的示意图。图24(b)是表示变形例4的根据部分声线信号来合成帧声线信号的处理的示意图。

[0037] 图25(a)是示出了其他的对象区域Bx的例子的示意图。图25(b)是示出了其他的对象区域Bx的例子的示意图。

- [0038] 图26的(a)、(b)、(c)、(d)都是超声波图像的一例。
- [0039] 图27是以往的超声波诊断装置中的整相相加的示意图。
- [0040] 图28的(a)以及(b)是说明以往的、使波阵面会聚的发送波束成形与合成孔径法的组合中的课题的示意图。
- [0041] 标号说明
- [0042] 1000 超声波诊断系统
- [0043] 100 超声波诊断装置
- [0044] 101 探头
- [0045] 101a 振子
- [0046] 102 多路复用器部
- [0047] 103 发送波束成形器部
- [0048] 1031 发送部
- [0049] 104、104A 接收波束成形器部
- [0050] 1040 接收部
- [0051] 1041、1041A 整相相加部
- [0052] 1042、1042A 对象区域设定部
- [0053] 1043、1043A 接收孔径设定部
- [0054] 1044 发送时间计算部
- [0055] 1045 接收时间计算部
- [0056] 1046 延迟量计算部
- [0057] 1047 延迟处理部
- [0058] 1048 权重计算部
- [0059] 1049 加法部
- [0060] 1140、1140A 合成部
- [0061] 11401、11401A 加法处理部
- [0062] 11402、11402A 放大处理部
- [0063] 11403A 结合部
- [0064] 105 超声波图像生成部
- [0065] 106 显示部
- [0066] 107 数据保存部
- [0067] 108 控制部
- [0068] 150 超声波信号处理装置

具体实施方式

- [0069] 《至具体实施方式的原委》
- [0070] 发明人为了在使用合成孔径法的超声波诊断装置中提高帧速率而进行了各种研究。
- [0071] 在超声波诊断装置中,一般,在进行由多个振子进行的对被检体的超声波发送时,进行使波阵面会聚使得超声波波束在被检体的某一深度结成焦点的发送波束成形(以下,

将焦点被结成的深度作为“聚焦深度”)。因此,通过一次的超声波的发送(发送事件),从用于超声波发送的多个振子(以下,作为“发送振子列”)对超声波主照射区域主要照射超声波。在此,“超声波主照射区域”是指,在区域内的所有点中,从构成发送振子列的各振子被发射的超声波的相位一致的区域。当发送聚焦点为一个点时,超声波主照射区域成为以发送振子列作为底边,且由从底边的两端分别通过发送聚焦点的两个直线所包围的沙漏形状的区域,波阵面成为以发送聚焦点为中心的圆弧状。另外,不一定限于超声波波束在一个点结成焦点,例如有时也只是会聚到以从1.5个元件到几个元件的量的程度聚焦的区域(以下,作为“聚焦区域”),在该情况下,超声波主照射区域成为在聚焦深度之前列方向的宽度变窄,在聚焦深度时成为聚焦区域的列方向的宽度,在比聚焦深度更深的区域中列方向重新变宽的形状。即,超声波主照射区域成为在聚焦深度时列方向的宽度变得最窄,在除此之外的深度时根据到聚焦深度的距离而列方向的宽度变宽的形状。

[0072] 在合成孔径法时,在一次的发送事件中,由于能够对超声波主照射区域的全域设定观测点,因而优选将超声波主照射区域全域作为会生成声线信号的区域(以下,作为“对象区域”)。由于在一个发送事件中不能将生成超声波图像的区域整体作为对象区域,因而为了生成一帧的超声波图像,进行对象区域不同的多个发送事件。因此,从超声波的利用效率的观点来看,一个发送事件中的对象区域优选为增大在超声波主照射区域内的面积。此外,为了空间分辨率、信号S/N比的提高,一般优选连续的两个发送事件的对象区域的重复面积较大。

[0073] 因此,如图28(a)所示,以往将沙漏形状的超声波主照射区域的全域作为对象区域而进行发送事件,且与发送事件同步地,依次将超声波主照射区域和对象区域每次移动一个元件而生成声线信号(以下,将在一次的发送事件中生成的声线信号作为“子帧声线信号”),并合成多个子帧声线信号而生成一帧的超声波图像。根据该方法,用于生成一帧的超声波图像的所需时间成为对一次的发送事件的所需时间乘以每一帧的发送事件的次数后的时间。

[0074] 如上所述,通过使用合成孔径法,声线信号的分辨率以及信号S/N比提高。但是,例如,在为了减轻被检体或检查者的负担而想要短时间内取得图像,或者想要提高血流等有动作的超声波图像中的时间分辨率等的情况下,被要求提高帧速率。为了提高帧速率,需要缩短用于生成一帧的超声波图像的所需时间。一次的发送事件的所需时间根据超声波的传输速度而大体上唯一地决定,难以缩短。因此,正在研究通过减少每帧的发送事件的次数而提高帧速率。

[0075] 为了减少每帧的发送事件的次数,在使超声波主照射区域和对象区域与发送事件同步地移动时,增大其移位量即可。即,若将移位量为一个元件的量的情况改为两个元件的量,则等同于间隔剔除了子帧声线信号的1/2,能够将帧速率变为两倍。同样地,若将移位量设为4个元件的量,则能够将帧速率变为4倍。

[0076] 但是,在将沙漏形状的超声波主照射区域的全域作为对象区域的情况下,若将移位量设为两个元件的量以上,则如图28(b)所示,将会产生缺损区域。在此,“缺损区域”是指在超声波图像中没有被包含在任一个发送事件的对象区域中的区域。在图28(b)中,由于移位量为4个元件的量,因而聚焦深度以及其附近的、超声波主照射区域的列方向的宽度小于移位量的深度中产生了缺损区域。另外,不限于该情况,即使是在发送超声波会聚到聚焦区

域的情况下,若聚焦区域的列方向的宽度小于移位量,则同样也会产生缺损区域。此外,在对象区域比超声波主照射区域窄的情况下,若聚焦深度中的对象区域的列方向的宽度小于移位量,则会产生同样的课题。图26(d)是产生了缺损区域的超声波图像的一例,由箭头所示的深度是聚焦深度。在聚焦深度时由于有发送超声波会聚因而从该区域的反射超声波较强,缺损区域的周边区域中声线信号的值容易变大,因而存在缺损区域在超声波图像上作为竖条纹被显著呈现的倾向。因此,在聚焦点的附近,画质显著地劣化。

[0077] 因此,发明人鉴于上述课题,在使波阵面会聚的发送波束成形与合成孔径法的组合中,关于在抑制上述的画质劣化的同时提高帧速率的技术进行研究,并想到了实施方式的超声波信号处理方法以及使用了它的超声波诊断装置。

[0078] 以下,使用附图详细说明实施方式的超声波信号处理方法以及使用了它的超声波诊断装置。

[0079] 《实施方式1》

[0080] <整体结构>

[0081] 以下,参照附图说明实施方式1的超声波诊断装置100。

[0082] 图1是实施方式1的超声波诊断系统1000的功能框图。如图1所示,超声波诊断系统1000具有向被检体发送超声波且接收其反射波的多个振子101a的探头101、使探头101进行超声波的发送接收且基于来自探头101的输出信号而生成超声波图像的超声波诊断装置100、在画面上显示超声波图像的显示部106。探头101、显示部106分别构成为能够各自连接到超声波诊断装置100。图1示出了在超声波诊断装置100上连接了探头101、显示部106的状态。另外,探头101和显示部106也可以在超声波诊断装置100的内部。

[0083] <超声波诊断装置100的结构>

[0084] 超声波诊断装置100具有:在探头101具有的多个振子101a中各自选择要在发送或者接收时使用的振子,并确保对于所选择的振子的输入输出的多路复用器部102;为了进行超声波的发送而控制对于探头101的各振子101a的高电压施加的定时的发送波束成形器部103;基于由探头101接收到的超声波的反射波,放大由多个振子101a所得到的电信号并进行A/D变换,进行接收波束成形而生成声线信号的接收波束成形器部104。此外,具备:基于来自接收波束成形器部104的输出信号而生成超声波图像(B模式图像)的超声波图像生成部105;保存接收波束成形器部104输出的声线信号以及超声波图像生成部105输出的超声波图像的数据保存部107;控制各构成要素的控制部108。

[0085] 其中,多路复用器部102、发送波束成形器部103、接收波束成形器部104、超声波图像生成部105构成超声波信号处理装置150。

[0086] 构成超声波诊断装置100的各要素,例如多路复用器部102、发送波束成形器部103、接收波束成形器部104、超声波图像生成部105、控制部108分别通过例如FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit,特定用途集成电路)等硬件电路实现。或者,也可以是由CPU(Central Processing Unit,中央处理单元)、GPGPU(General Purpose computing on Graphics Processing Unit,图形处理单元中的通用计算)、处理器等可编程设备和软件实现的结构。这些构成要素能够设为一个电路元件,也能够设为多个电路元件的集合体。此外,能够将多个构成要素进行组合而设为一个电路元件,也能够设为多个电路元件的集合体。

[0087] 数据保存部107是计算机可读取的记录介质,例如能够使用可移动盘、硬盘、MO、DVD、DVD-RAM、BD、半导体存储器等。此外,数据保存部107也可以是从外部连接到超声波诊断装置100的存储装置。

[0088] 另外,本实施方式的超声波诊断装置100不限于图1所示的结构超声波诊断装置。例如,也可以没有多路复用器部102,发送波束成形器部103和接收波束成形器部104直接连接到探头101的各振子101a。此外,也可以是在探头101中内置发送波束成形器部103、接收波束成形器部104、或其一部分等的结构。这一点不限于本实施方式的超声波诊断装置100,在后面说明的其他实施方式或变形例的超声波诊断装置中也同样。

[0089] <超声波诊断装置100的主要部分的结构>

[0090] 实施方式1的超声波诊断装置100的特征在于:使得从探头101的各振子101a进行超声波发送的发送波束成形器部103;以及对根据探头101中的超声波反射波的接收而得到的电信号进行运算,生成用于生成超声波图像的声线信号的接收波束成形器部104。因此,在本说明书中,主要关于发送波束成形器部103以及接收波束成形器部104,说明其结构以及功能。另外,关于发送波束成形器部103以及接收波束成形器部104以外的结构,能够应用与在公知的超声波诊断装置中使用的结构相同的结构,能够在公知的超声波诊断装置的波束成形器部中置换本实施方式的波束成形器部而使用。

[0091] 以下,说明发送波束成形器部103和接收波束成形器部104的结构。

[0092] 1.发送波束成形器部103

[0093] 发送波束成形器部103经由多路复用器部102与探头101连接,为了从探头101进行超声波的发送,控制对在发送孔径Tx中包含的多个振子的每一个施加高电压的定时,其中,发送孔径Tx由相当于在探头101中存在的多个振子101a的全部或者一部分的发送振子列组成。发送波束成形器部103由发送部1031构成。

[0094] 发送部1031基于来自控制部108的发送控制信号,进行对在探头101中存在的多个振子101a中包含在发送孔径Tx中的各振子提供用于使其发送超声波波束的脉冲状的发送信号的发送处理。具体而言,发送部1031例如具备时钟发生电路、脉冲发生电路、延迟电路。时钟发生电路是发生决定超声波波束的发送定时的时钟信号的电路。脉冲发生电路是用于发生驱动各振子的脉冲信号的电路。延迟电路是用于将超声波波束的发送定时按每个振子而设定延迟时间,并使超声波波束的发送延迟延迟时间后进行超声波波束的聚焦的电路。

[0095] 发送部1031在每个超声波发送时,一边将发送孔径Tx沿列方向移动预定的移位量Mp一边重复超声波发送,从在探头101中存在的所有振子101a进行超声波发送。在此,移位量Mp是对振子的列方向的宽度乘以2以上的整数后的值,在本实施方式中,作为一例,是振子的列方向的宽度的4倍。即,在本实施方式中,在每个超声波发送时,发送孔径Tx一次移动4个元件的量。表示在发送孔径Tx中包含的振子的位置的信息经由控制部108被输出到数据保存部107。例如,在将探头101中存在的振子101a的全部数量设为192时,作为构成发送孔径Tx的振子列的数目,例如可以选择20~100,也可以设为在每个超声波发送时移动移位量Mp的结构。以后,将由发送部1031从同一发送孔径Tx进行的超声波发送称为“发送事件”。

[0096] 图2是表示基于发送波束成形器部103的超声波发送波的传播路径的示意图。将在某一发送事件中有用于超声波发送的阵列状排列的振子101a的列(发送振子列)作为发送孔径Tx进行了图示。此外,将发送孔径Tx的列长称为发送孔径长。

[0097] 在发送波束成形器部103中,以越是位于发送孔径Tx的中心的振子则使其发送定时越延迟的方式控制各振子的发送定时。由此,从发送孔径Tx内的振子列发送的超声波发送波在被检体的某一深度(Focal depth)中,波阵面在某一点、即发送聚焦点F(Focal point)处成为产生聚焦(会聚)的状态。发送聚焦点F的深度(Focal depth)(以下,作为“聚焦深度”)能够任意地设定。在发送聚焦点F处对焦的波阵面再次扩散,超声波发送波在以发送孔径Tx作为底且将发送聚焦点F作为节点的交叉的两个直线所划分的沙漏型的空间内传播。即,在发送孔径Tx辐射的超声波,逐渐减小其在空间上的宽度(图中的横轴方向),在发送聚焦点F处其宽度最小,随着前进至更深部(图中为上部),再次增大其宽度且进行扩散、传播。该沙漏型的区域是超声波主照射区域Ax。另外,如上所述,超声波主照射区域Ax也可以会聚到聚焦区域,而不是会聚到一个点的发送聚焦点F。

[0098] 另外,如上所述,超声波主照射区域Ax是从发送振子列的各振子发射的超声波的相位一致的区域,超声波发送波也传播到超声波主照射区域Ax的外部。但是,在超声波主照射区域Ax的外部,由于从发送振子列的各振子发射的超声波的相位不一致,因而与超声波主照射区域Ax内部相比超声波发送波劣化,尤其越是远离超声波主照射区域Ax则劣化越显著。换言之,如果是从超声波主照射区域Ax离开了相应于振子数量的程度的附近,则超声波发送波达到能够生成有意义的声线的程度。

[0099] 2.接收波束成形器部104的结构

[0100] 接收波束成形器部104基于由探头101接收到的超声波的反射波,根据由多个振子101a所得到的电信号而生成声线信号。另外,“声线信号”是指对于某一观测点的、进行了整相相加处理后的信号。关于整相相加处理在后面叙述。图3是表示接收波束成形器部104的结构的功能框图。如图3所示,接收波束成形器部104具备接收部1040、整相相加部1041、合成部1140。

[0101] 以下,说明构成接收波束成形器部104的各部分的结构。

[0102] (1)接收部1040

[0103] 接收部1040经由多路复用器部102与探头101连接,是与发送事件同步地生成对根据探头101中的超声波反射波的接收而得到的电信号进行放大后进行了A/D变换的接收信号(RF信号)的电路。接收部1040按照发送事件的顺序时序地生成接收信号而输出到数据保存部107,数据保存部107保存接收信号。

[0104] 在此,接收信号(RF信号)是将根据由各振子接收到的反射超声波所变换的电信号进行了A/D变换的数字信号,形成与由各振子接收到的超声波的发送方向(被检体的深度方向)有关的信号的列。

[0105] 在发送事件中,如上所述,发送部1031使探头101中存在的多个振子101a中、包含于发送孔径Tx的多个振子的每一个发送超声波波束。相对于此,接收部1040与发送事件同步地基于探头101中存在的多个振子101a的一部分或者全部的振子的每一个得到的反射超声波,生成对于各振子的接收信号的列。在此,将接收反射超声波的振子称为“波接收振子”。波接收振子的数目优选比发送孔径Tx中包含的振子的数目还要多。此外,波接收振子的数目也可以设为探头101中存在的振子101a的全部数量。

[0106] 发送部1031与发送事件同步地一边使发送孔径Tx沿列方向每次移动移动步长Mp一边反复超声波发送,从探头101中存在的多个振子101a全体进行超声波发送。接收部1040

与发送事件同步地生成对于各波接收振子的接收信号的列,所生成的接收信号被保存到数据保存部107。

[0107] (2)整相相加部1041

[0108] 整相相加部1041与发送事件同步地,设定在被检体内进行子帧声线信号的生成的对象区域Bx。接着,关于在对象区域Bx内存在的多个观测点 P_{ij} 的每一个,对各接收振子 R_k 从观测点接收到的接收信号进行整相相加。并且,是通过计算各观测点中的声线信号的列而生成子帧声线信号的电路。图4是表示整相相加部1041的结构的功能框图。如图4所示,整相相加部1041包括对象区域设定部1042、接收孔径设定部1043、发送时间计算部1044、接收时间计算部1045、延迟量计算部1046、延迟处理部1047、权重计算部1048、以及加法部1049。

[0109] 以下,说明构成整相相加部1041的各部的结构。

[0110] i)对象区域设定部1042

[0111] 对象区域设定部1042设定在被检体内进行子帧声线信号的生成的对象区域Bx。“对象区域”是应该与发送事件同步地在被检体内进行子帧声线信号的生成的信号上的区域,关于对象区域Bx内的观测点 P_{ij} 生成声线信号。对象区域Bx作为进行声线信号的生成的观测对象点的集合,为了便于计算而与一次的发送事件同步地进行设定。

[0112] 在此,“子帧声线信号”是指,根据一次的发送事件所生成的对于对象区域Bx内存在的全部观测点 P_{ij} 的声线信号的集合。另外,“子帧”是指形成在一次的发送事件中得到且与在对象区域Bx内存在的全部观测点 P_{ij} 对应的集中的信号的单位。将取得时间不同的多个子帧进行合成后成为帧。

[0113] 对象区域设定部1042与发送事件同步地,基于从发送波束成形器部103取得的表示发送孔径Tx的位置的信息而设定对象区域Bx。

[0114] 图5是表示对象区域Bx的示意图。如图5所示,对象区域Bx的范围被设定为大于超声波主照射区域Ax且包含超声波主照射区域Ax的外部。更具体而言,被设定为列方向的宽度的最小值 W_f 成为移位量 M_p 以上。在本实施方式中,是相对于超声波主照射区域Ax的沙漏形状,在振子列101a的列方向(图5中的x方向)的两侧分别扩大了预定的宽度的形状。即,对象区域Bx的宽度在任意深度中都要比超声波主照射区域Ax的宽度大上述的预定的宽度的两倍。在该形状中,由于在聚焦深度中列方向的宽度变得最小,因而被设定为聚焦深度中的列方向的宽度 W_f 成为移位量 M_p 以上。例如,在移位量 M_p 为4个元件量的情况下,列方向的宽度 W_f 是4个元件量以上即可,由于列方向的宽度 W_f 是前述的预定的宽度的两倍,因而前述的预定的宽度成为移位量 M_p 的一半以上,例如3个元件量。由此,能够在包含超声波主照射区域Ax的大致全域及其附近的区域中设定观测点,能够提高被照射的超声波的利用效率。

[0115] 但是,对象区域Bx的形状不限于扩大了沙漏形状的宽度的形状,也可以设为其他的形状。例如,对象区域Bx的形状也可以设为以发送振子列接触的被检体表面为底边的矩形形状。该情况下也能够在包含超声波主照射区域Ax的大致全域的区域中设定观测点,能够提高被照射的超声波的利用效率。不过,如上所述,由于在超声波主照射区域Ax的外部根据从超声波主照射区域Ax的距离而超声波发送波会劣化,因而对象区域Bx优选由超声波主照射区域Ax及其附近构成。

[0116] 所设定的对象区域Bx被输出到发送时间计算部1044、接收时间计算部1045、延迟处理部1047。

[0117] ii)接收孔径设定部1043

[0118] 接收孔径设定部1043是基于来自控制部108的控制信号和来自发送波束成形器部103的表示发送孔径Tx的位置的信息,将相当于在探头101中存在的多个振子的一部分且其列中心与发送孔径Tx所包含的振子列的列中心一致的振子列(接收振子列)选择为接收振子列而设定接收孔径Rx的电路。

[0119] 接收孔径设定部1043选择接收孔径Rx振子列,使得其列中心与空间上最接近观测点P的振子一致。图6是表示由接收孔径设定部1043设定的接收孔径Rx与发送孔径Tx的关系的示意图。如图6所示,选择接收孔径Rx振子列,使得接收孔径Rx振子列的列中心与空间上最接近观测点Pi j的振子Xk一致。因此,接收孔径Rx的位置根据观测点Pi j的位置来决定,不会基于与发送事件同步地变动的发送孔径Tx的位置而发生变化。即,即使是不同的发送事件,在生成有关在同一位置的观测点Pi j的声线信号的处理中,也基于由同一接收孔径Rx内的接收振子Rk所取得的接收信号而进行整相相加。

[0120] 此外,为了接收来自超声波主照射区域整体的反射波,在接收孔径Rx中包含的振子的数目优选设定为对应的发送事件中的发送孔径Tx所包含的振子的数目以上。构成接收孔径Rx的振子列的数目例如也可以设为32、64、96、128、192等。

[0121] 接收孔径Rx的设定与发送事件对应地,至少进行与发送事件相同的次数。此外,接收孔径Rx的设定也可以是与发送事件同步地逐渐进行的结构,或者,也可以是在所有的发送事件结束之后,与各发送事件对应的接收孔径Rx的设定集中进行发送事件的次数的结构。

[0122] 表示所选择的接收孔径Rx的位置的信息经由控制部108被输出到数据保存部107。

[0123] 数据保存部107将表示接收孔径Rx的位置的信息和与接收振子对应的接收信号输出到发送时间计算部1044、接收时间计算部1045、延迟处理部1047、权重计算部1048。

[0124] iii)发送时间计算部1044

[0125] 发送时间计算部1044是计算所发送的超声波到达被检体中的观测点P的发送时间的电路。对应于发送事件,基于从数据保存部107取得的表示在发送孔径Tx中包含的振子的位置的信息、和从对象区域设定部1042取得的表示对象区域Bx的位置的信息,关于在对象区域Bx内存在的任意的观测点Pi j,计算所发送的超声波到达被检体中的观测点Pi j的发送时间。

[0126] 图7是用于说明从发送孔径Tx辐射且在位于对象区域Bx内的任意的位置的观测点Pi j中反射且到达位于接收孔径Rx内的接收振子Rk的超声波的传播路径的示意图。另外,图7(a)表示观测点Pi j的深度为聚焦深度以上的情况,图7(b)表示观测点Pi j比聚焦深度浅的情况。另外,观测点Pi j的深度比聚焦深度深是指,以探头101作为基准,观测点Pi j比发送聚焦点F更远。此外,观测点Pi j比聚焦深度浅是指,以探头101作为基准,观测点Pi j比发送聚焦点F更近。

[0127] 从发送孔径Tx辐射的发送波通过路径401在发送聚焦点F处波阵面会聚并再次扩散。发送波在会聚或者扩散的中途到达观测点Pi j,在观测点Pi j若声音阻抗有变化则生成反射波,该反射波返回到探头101中的接收孔径Rx内的接收振子Rk。由于发送聚焦点F作为发送波束成形器部103的设计值而被规定,因而发送聚焦点F与任意的观测点Pi j之间的路径402的长度能够通过几何方式算出。

[0128] 以下,更详细地说明发送时间的计算方法。另外,即使在观测点 P_{ij} 为超声波主照射区域 A_x 的外部的情况下,也与观测点 P_{ij} 为超声波主照射区域 A_x 的内部的情况同样地计算发送时间。

[0129] 首先,使用图7(a)说明观测点 P_{ij} 的深度为聚焦深度以上的情况。在观测点 P_{ij} 的深度为聚焦深度以上的情况下,作为从发送孔径 T_x 辐射的发送波通过路径401到达发送聚焦点 F 并从发送聚焦点 F 通过路径402到达观测点 P_{ij} 而进行计算。从而,将发送波通过路径401的时间和通过路径402的时间相加的值成为发送时间。作为具体的计算方法,例如,通过将路径401的长度和路径402的长度相加后的全路径长度除以被检体内的超声波的传输速度而求出。

[0130] 另一方面,使用图7(b)说明观测点 P_{ij} 比聚焦深度浅的情况。在观测点 P_{ij} 比聚焦深度浅的情况下,作为从发送孔径 T_x 辐射的发送波通过路径401到达发送聚焦点 F 的时刻、与在通过路径404到达观测点 P_{ij} 之后从观测点 P_{ij} 通过路径402到达发送聚焦点 F 的时刻相同而进行计算。也就是说,从发送波通过路径401的时间减去通过路径402的时间后的值成为发送时间。作为具体的计算方法,例如,通过将从路径401的长度减去路径402的长度后的路径长度差除以被检体内的超声波的传输速度而求出。

[0131] 另外,观测点 P_{ij} 为聚焦深度的情况下的发送时间设为,使用与观测点 P_{ij} 比聚焦深度更深时相同的计算方法、即将发送波通过路径401的时间和通过路径402的时间相加的计算方法。但是,也可以使用与观测点 P_{ij} 比聚焦深度更浅时相同的计算方法、即从发送波通过路径401的时间减去通过路径402的时间的计算方法。但是,在一次的发送时间中,聚焦深度的多个观测点 P_{ij} 优选以相同的计算方法来计算发送时间。这是因为如果观测点 P_{ij} 比聚焦深度更深时的计算方法和与比聚焦深度更浅时相同的计算方法在一次的发送事件中的聚焦深度的多个观测点 P_{ij} 中混合存在,则列方向上相邻的两个观测点 P_{ij} 中发送时间会不连续地变化,因而存在画质的提高变得不充分的情况。

[0132] 发送时间计算部1044对一次的发送事件,关于在超声波主照射区域 A_x 内存在的对象区域 B_x 内的全部观测点 P_{ij} ,计算所发送的超声波到达被检体中的观测点 P_{ij} 的发送时间而输出到延迟量计算部1046。

[0133] iv)接收时间计算部1045

[0134] 接收时间计算部1045是计算来自观测点 P 的反射波到达在接收孔径 R_x 中包含的各个接收振子 R_i 的接收时间的电路。对应于发送事件,基于从数据保存部107取得的表示接收振子 R_k 的位置的信息、和从对象区域设定部1042取得的表示对象区域 B_x 的位置的信息,关于在对象区域 B_x 内存在的任意的观测点 P_{ij} ,计算所发送的超声波在被检体中的观测点 P_{ij} 被反射后到达接收孔径 R_x 的各接收振子 R_i 的接收时间。

[0135] 如上所述,到达了观测点 P_{ij} 的发送波若在观测点 P_{ij} 处声音阻抗有变化则生成反射波,该反射波返回到探头101中的接收孔径 R_x 内的各接收振子 R_k 。由于接收孔径 R_x 内的各接收振子 R_k 的位置信息从数据保存部107取得,因而从任意的观测点 P_{ij} 至各接收振子 R_k 的路径403的长度能够以几何方式算出。

[0136] 接收时间计算部1045对一次的发送事件,关于在对象区域 B_x 内存在的全部观测点 P_{ij} ,计算所发送的超声波在观测点 P_{ij} 被反射而到达各接收振子 R_k 的接收时间而输出到延迟量计算部1046。

[0137] v)延迟量计算部1046

[0138] 延迟量计算部1046是根据发送时间和接收时间来计算去往接收孔径Rx内的各接收振子Rk的总传播时间,并基于该总传播时间而计算在对于各接收振子Rk的接收信号的列中要应用的延迟量的电路。延迟量计算部1046取得从发送时间计算部1044发送的超声波到达观测点Pi j的发送时间、和在观测点Pi j被反射而到达各接收振子Rk的接收时间。并且,计算所发送的超声波直至到达各接收振子Rk的总传播时间,并根据对于各接收振子Rk的总传播时间的差异,计算对于各接收振子Rk的延迟量。延迟量计算部1046关于在对象区域Bx内存在的全部观测点Pi j,计算在对于各接收振子Rk的接收信号的列中要应用的延迟量而输出到延迟处理部1047。

[0139] vi)延迟处理部1047

[0140] 延迟处理部1047是从对于接收孔径Rx内的接收振子Rk的接收信号的列,将与对于各接收振子Rk的延迟量相当的接收信号等同为基于来自观测点Pi j的反射超声波的对应于各接收振子Rk的接收信号的电路。

[0141] 延迟处理部1047对应于发送事件,从接收孔径设定部1043取得表示接收振子Rk的位置的信息、从数据保存部107取得与接收振子Rk对应的接收信号、从对象区域设定部1042取得的表示对象区域Bx的位置的信息、从延迟量计算部1046取得在对于各接收振子Rk的接收信号的列中要应用的延迟量,作为输入。然后,将从与各接收振子Rk对应的接收信号的列减去对于各接收振子Rk的延迟量后的时间所对应的接收信号等同为基于来自观测点Pi j的反射波的接收信号,并输出到加法部1049。

[0142] vii)权重计算部1048

[0143] 权重计算部1048是以对于位于接收孔径Rx的列方向的中心的振子的权重成为最大的方式计算对于各接收振子Ri的权重数列(接收变迹(apodization))的电路。

[0144] 如图6所示,权重数列是在与接收孔径Rx内的各振子对应的接收信号中所应用的权重系数的数列。权重数列以接收孔径Rx的列方向的中心作为中心构成对称的分布。权重数列的分布的形状能够使用汉明窗、汉宁窗、矩形窗等,分布的形状不特别限定。权重数列被设定为对于位于接收孔径Rx的列方向的中心的振子的权重成为最大,权重的分布的中心轴与接收孔径中心轴Rxo一致。权重计算部1048以从接收孔径设定部1043输出的表示接收振子Rk的位置的信息作为输入,计算对于各接收振子Rk的权重数列并输出到加法部1049。

[0145] viii)加法部1049

[0146] 加法部1049是以从延迟处理部1047输出的对应于各接收振子Rk而等同的接收信号作为输入,将它们相加而生成对于观测点Pi j的整相相加后的声线信号的电路。或者,也可以设为进一步将从权重计算部1048输出的对于各接收振子Rk的权重数列作为输入,在对应于各接收振子Rk而等同的接收信号上乘以对于各接收振子Rk的权重后相加,从而生成对于观测点Pi j的声线信号的结构。通过在延迟处理部1047中对位于接收孔径Rx内的各接收振子Rk检测到的接收信号的相位进行调整后通过加法部1049进行加法处理,从而叠加基于来自观测点Pi j的反射波而由各接收振子Rk接收到的接收信号而增加其信号S/N比,能够提取来自观测点Pi j的接收信号。

[0147] 根据一次的发送事件和与之相伴的处理,能够关于对象区域Bx内的全部观测点Pi j生成声线信号。并且,与发送事件同步地,一边将发送孔径Tx沿列方向移动移位量Mp一

边重复超声波发送,从在探头101中存在的全部振子101a进行超声波发送,从而生成一帧的合成后的声线信号即帧声线信号。

[0148] 此外,以后将构成帧声线信号的按每个观测点而合成的声线信号称为“合成声线信号”。

[0149] 通过加法部1049,与发送事件同步地生成对于在对象区域Bx内存在的所有观测点 P_{ij} 的子帧的声线信号。所生成的子帧的声线信号被输出并保存到数据保存部107。

[0150] (5)合成部1140

[0151] 合成部1140是根据与发送事件同步地生成的子帧声线信号,合成帧声线信号的电路。图8是表示合成部1140的结构的功能框图。如图8所示,合成部1140包括加法处理部11401、放大处理部11402。

[0152] 以下,说明构成合成部1140的各部的结构。

[0153] i)加法处理部11401

[0154] 加法处理部11401在用于合成帧声线信号的一连串的子帧声线信号的生成结束之后,读出在数据保存部107中保持的多个子帧声线信号。然后,以在各子帧声线信号中包含的声线信号被取得的观测点 P_{ij} 的位置作为指标而相加多个子帧声线信号,从而生成对于各观测点的合成声线信号并将帧声线信号进行合成。因此,在多个子帧声线信号中包含的对于同一位置的观测点的声线信号被相加后生成合成声线信号。

[0155] 图9是表示加法处理部11401中的对合成声线信号进行合成的处理的示意图。如上所述,与发送事件同步地,使在发送振子列(发送孔径 T_x)中使用的振子沿振子列方向改变移位量 M_p 而依次进行超声波发送。因此,基于不同的发送事件的对象区域Bx也按照每个发送事件,其位置在同一方向上改变移位量 M_p 。通过将多个子帧声线信号以在各子帧声线信号中包含的声线信号被取得的观测点 P_{ij} 的位置作为指标进行相加,合成涵盖了全部对象区域Bx的帧声线信号。

[0156] 此外,关于跨越位置不同的多个对象区域Bx而存在的观测点 P_{ij} ,由于各子帧声线信号中的声线信号的值会被相加,因而合成声线信号根据跨越的程度而表示较大的值。以后,将观测点 P_{ij} 在不同的对象区域Bx中包含的次数称为“重叠数”,将振子列方向中的重叠数的最大值称为“最大重叠数”。在此,由于对象区域Bx被设定为聚焦深度中的列方向的宽度 W_f 变得比移位量 M_p 还要大,因而在聚焦深度中,重叠数至少成为1,重叠数为0、即在某一对象区域Bx中也不包含的观测点 P_{ij} 并不存在。

[0157] 此外,在本实施方式中,对象区域Bx设为沙漏形状的区域。因此,如图10(a)所示,由于重叠数以及最大重叠数在被检体的深度方向中发生变化,因而合成声线信号的值也同样在深度方向中发生变化。

[0158] 另外,在以各子帧声线信号所包含的声线信号被取得的观测点 P_{ij} 的位置作为指标进行相加时,也可以以观测点 P_{ij} 的位置作为指标进行加权而相加。

[0159] 所合成的帧声线信号被输出到放大处理部11402。

[0160] ii)放大处理部11402

[0161] 如上所述,合成声线信号的值根据最大重叠数而发生变化。此外,重叠数在被检体的深度方向中发生变化。为了弥补这一点,放大处理部11402在子帧声线信号所包含的合成声线信号的合成中,进行对各合成声线信号乘以根据进行了加法的次数而决定的放大率的

放大处理。

[0162] 图10(b)是表示放大处理部11402中的放大处理的概要的示意图。如图10(a)所示, 由于最大重叠数在被检体的深度方向中发生变化, 因而为了弥补该变化, 对合成声线信号乘以如图10(b)所示那样的、根据最大重叠数而决定的在被检体深度方向中发生变化的放大率。这时, 放大处理部11402使用对象区域 B_x 在振子列方向的宽度越大则在被检体深度方向中越是大幅变化的放大率。由此, 与深度方向中的重叠数的变化相伴的合成声线信号的变动原因被消除, 放大处理后的合成声线信号的值在深度方向中变得均匀。

[0163] 此外, 也可以进行对合成声线信号乘以根据重叠数而决定的在振子列方向中发生变化的放大率的处理。在振子列方向中重叠数发生变化的情况下, 消除其变动原因, 在振子列方向中放大处理后的合成声线信号的值变得均匀。

[0164] 另外, 也可以将在已生成的对于各观测点的合成声线信号上实施了放大处理后的信号作为帧声线信号。

[0165] <动作>

[0166] 说明由以上的结构组成的超声波诊断装置100的动作。

[0167] 图11是表示接收波束成形部104的波束成形处理动作的流程图。

[0168] 首先, 在步骤S101中, 发送部1031进行提供发送信号的发送处理(发送事件), 其中, 该发送信号用于使在探头101中存在的多个振子101a中包含于发送孔径 T_x 的各振子发送超声波波束。

[0169] 接着, 在步骤S102中, 接收部1040基于根据探头101中的超声波反射波的接收而得到的电信号, 生成接收信号并输出到数据保存部107, 在数据保存部107中保存接收信号。判定是否从探头101中存在的全部振子101a完成了超声波发送(步骤S103)。并且, 在尚未完成的情况下返回到步骤S101, 一边使发送孔径 T_x 沿列方向移动移动步长 M_p 一边进行发送事件, 在完成的情况下进入步骤S210。

[0170] 接着, 在步骤S210中, 对象区域设定部1042与发送事件同步地, 基于表示发送孔径 T_x 的位置的信息和移动量而设定对象区域 B_x 。在第一次的循环中设定包含根据初次的发送事件中的发送孔径 T_x 求出的超声波主照射区域 A_x 在内的对象区域 B_x 。

[0171] 接着, 进入观测点同步型波束成形处理(步骤S220(S221~S228))。在步骤S220中, 首先, 将表示观测点 P_{ij} 的位置的坐标 ij 初始化为对象区域 B_x 内的最小值(步骤S221、S222), 接收孔径设定部1043选择接收孔径 R_x 振子列, 使得其列中心与空间上最接近观测点 P_{ij} 的振子 X_i 一致(步骤S223)。

[0172] 接着, 关于观测点 P_{ij} 生成声线信号(步骤S224)。

[0173] 在此, 说明步骤S224中的、关于观测点 P_{ij} 生成声线信号的动作。图12是表示接收波束成形部104中的有关观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作的流程图。图13是用于说明接收波束成形部104中的有关观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作的示意图。

[0174] 首先, 在步骤S2241中, 发送时间计算部1044关于在对象区域 B_x 内存在的任意的观测点 P_{ij} , 计算所发送的超声波到达被检体中的观测点 P_{ij} 的发送时间。发送时间, (1)在观测点 P_{ij} 的深度为聚焦深度以上的情况下, 能够通过将以几何方式决定的、从发送孔径 T_x 经由发送聚焦点 F 到达观测点 P_{ij} 的路径(401+402)的长度除以超声波的声速 c_s 而算出, (2)在观测点 P_{ij} 比聚焦深度更浅的情况下, 能够通过将以几何方式决定的、从发送孔径 T_x 至发送

聚焦点F的路径与从观测点 P_{ij} 至聚焦点的路径之差(401-402)的长度除以超声波的声速 c_s 而算出。

[0175] 接着,将根据接收孔径 R_x 求出的表示接收孔径 R_x 内的接收振子 R_k 的位置的坐标 i 初始化为接收孔径 R_x 内的最小值(步骤S2242),计算所发送的超声波在被检体中的观测点 P_{ij} 被反射并到达接收孔径 R_x 的接收振子 R_k 的接收时间(步骤S2243)。接收时间能够通过将以几何方式决定的、从观测点 P_{ij} 至接收振子 R_k 的路径403的长度除以超声波的声速 c_s 而算出。进而,根据发送时间和接收时间的合计,算出从发送孔径 T_x 发送的超声波在观测点 P_{ij} 处反射而直至到达接收振子 R_k 的总传播时间(步骤S2244),根据对于接收孔径 R_x 内的各接收振子 R_k 的总传播时间的差异,算出对于各接收振子 R_i 的延迟量(步骤S2245)。

[0176] 判定关于在接收孔径 R_x 内存在的全部接收振子 R_k 是否完成了延迟量的计算(步骤S2246),在尚未完成的情况下将坐标 k 进行递增(步骤S2247),进一步关于接收振子 R_k 进行延迟量的计算(步骤S2243),在已完成的情况下进入步骤S2248。在该阶段,关于在接收孔径 R_x 内存在的全部接收振子 R_k ,算出自观测点 P_{ij} 的反射波到达的延迟量。

[0177] 在步骤S2248中,延迟处理部1047将从与接收孔径 R_x 内的接收振子 R_k 对应的接收信号的列减去对于各接收振子 R_k 的延迟量后的时间所对应的接收信号,等同为基于来自观测点 P_{ij} 的反射波的接收信号。

[0178] 接着,权重计算部1048以对于位于接收孔径 R_x 的列方向的中心的振子的权重成为最大的方式计算对于各接收振子 R_k 的权重数列(步骤S2249)。加法部1049在对应于各接收振子 R_k 而等价的接收信号上乘以对于各接收振子 R_k 的权重后相加,从而生成对于观测点 P_{ij} 的声线信号(步骤S2250),关于所生成的观测点 P_{ij} ,声线信号被输出并保存到数据保存部107(步骤S2251)。

[0179] 下面,返回到图11,将坐标 ij 进行递增而重复步骤S223和S224,从而针对位于对象区域 B_x 内的坐标 ij 的所有观测点 P_{ij} (图13中的“•”)生成声线信号。判定针对在对象区域 B_x 内存在的所有观测点 P_{ij} 是否完成了声线信号的生成(步骤S225、S227),在尚未完成的情况下将坐标 ij 进行递增(步骤S226、S228),从而关于观测点 P_{ij} 生成声线信号(步骤S224),在已完成的情况下进入步骤S230。在该阶段,关于与一次的发送事件相伴的对象区域 B_x 内存在的所有观测点 P_{ij} ,生成子帧的声线信号,且被输出并保存到数据保存部107。

[0180] 接着,判定关于所有的发送事件,子帧的声线信号的生成是否已结束(步骤S230),在尚未结束的情况下,返回到步骤S210,将表示观测点 P_{ij} 的位置的坐标 ij 初始化为根据下一发送事件中的发送孔径 T_x 求出的对象区域 B_x 内的最小值(步骤S221、S222),设定接收孔径 R_x (步骤S223),在已结束的情况下进入步骤S301。

[0181] 接着,在步骤S301中,加法处理部11401读出在数据保存部107中保持的多个子帧声线信号,以观测点 P_{ij} 的位置作为指标而相加多个子帧声线信号,从而生成对于各观测点 P_{ij} 的合成声线信号而将帧声线信号进行合成。接着,放大处理部11402对各合成声线信号乘以根据在帧声线信号中包含的各合成声线信号的加法次数而决定的放大率(步骤S302),将放大后的帧声线信号输出到超声波图像生成部105以及数据保存部107(步骤S303),并结束处理。

[0182] <总结>

[0183] 如以上说明的那样,根据本实施方式的超声波诊断装置100,通过合成孔径法,叠

加到通过不同的发送事件而生成的关于在同一位置的观测点P的声线信号而进行合成。由此,即使在对多个发送事件处于发送聚焦点F以外的深度的观测点P,也可获得虚拟地进行了发送聚焦的效果,能够提高空间分辨率和信号S/N比。

[0184] 此外,在超声波诊断装置100中,应生成子帧声线信号的对象区域被设定为,其列方向的宽度至少是移位量以上。由此,无论移位量如何,在某一发送事件所涉及的对象区域与下一发送事件所涉及的对象区域之间不会产生重叠数成为0的缺损区域。因此,能够在防止缺损区域引起的画质劣化的同时,通过将移位量取得较大而提高帧速率。

[0185] 此外,在超声波诊断装置100中,接收孔径设定部1043选择接收孔径Rx振子列,使得其列中心与空间上最接近观测点P的振子一致,不依赖于发送事件而基于观测点P的位置,以观测点P为中心使用对称的接收孔径而进行接收波束成形。因此,与使发送聚焦点F沿横轴方向变化(移动)的发送事件不同步,接收孔径的位置固定,即使在不同的发送事件中,也能够对同一观测点P采用同一接收孔径进行整相相加。并且,对于来自观测点P的反射波,与观测点P的距离越小的振子就能够应用越大的权重数列,因而即使鉴于超声波依赖于传播距离而衰减的情况,对于观测点P也能够最灵敏地接收到反射波。其结果,能够实现局部高的空间分辨率和信号S/N比。

[0186] 《变形例1》

[0187] 在实施方式1的超声波诊断装置100中,设为接收孔径设定部1043选择接收孔径Rx使得其列中心与空间上最接近观测点P的振子一致的结构。但是,接收孔径Rx的结构只要是,通过计算从发送孔径Tx发送的超声波经由发送聚焦点F在对象区域Bx内的观测点Pi j被反射而到达接收孔径Rx的接收振子Ri的总传播时间而进行基于总传播路径的延迟控制,从而生成针对对象区域Bx内的所有观测点Pi j的声线信号的结构即可,接收孔径Rx的结构能够适当变更。

[0188] 在变形例1中,与实施方式1的不同点在于,具备用于选择列中心与发送孔径Tx振子列的列中心一致的接收孔径Rx振子列的发送同步型接收孔径设定部(以后,“Tx接收孔径设定部”)。关于Tx接收孔径设定部以外的结构,与实施方式1所示的各要素相同,关于相同的部分省略说明。

[0189] 图14是表示由Tx接收孔径设定部设定的接收孔径Rx与发送孔径Tx的关系的示意图。在变形例1中,选择接收孔径Rx振子列使得接收孔径Rx振子列的列中心与发送孔径Tx振子列的列中心一致。接收孔径Rx的中心轴Rxo的位置与发送孔径Tx的中心轴Txo的位置相同,接收孔径Rx是以发送聚焦点F为中心的对称的孔径。从而,与按照发送事件而沿着列方向移动的发送孔径Tx的位置变化同步地,接收孔径Rx的位置也移动。

[0190] 此外,计算对于接收孔径Rx的各接收振子Rk的权重数列(接收变迹),使得对于位于接收孔径Rx的中心轴Rxo以及发送孔径Tx的中心轴Txo上的振子的权重变得最大。权重数列以发送孔径Tx的中心轴Txo为中心而形成对称的分布。权重数列的分布的形状能够使用汉明窗、汉宁窗、矩形窗等,分布的形状不特别限定。

[0191] <动作>

[0192] 图15是表示变形例1所涉及的超声波诊断装置的接收波束成形器部的波束成形处理动作的流程图。在本流程图中,不同点在于取代图11中的观测点同步型波束成形处理(步骤S220(S221~S228))而进行发送同步型波束成形处理(步骤S420(S421~S428))。关于步

骤S420以外的处理,与图11相同,关于相同的部分省略说明。

[0193] 在步骤S420的处理中,首先,在步骤S421中,Tx接收孔径设定部对应于发送事件而选择列中心与发送孔径Tx所包含的振子列的列中心一致的振子列作为接收振子Ri,从而设定接收孔径Rx。

[0194] 接着,将表示在步骤S210中算出的对象区域Bx内的观测点Pi j的位置的坐标ij初始化为对象区域Bx内的最小值(步骤S422、S423),关于观测点Pi j生成声线信号(步骤S424)。图16是用于说明变形例1所涉及的接收波束成形器部中的关于观测点Pi j的声线信号生成动作的示意图。与有关实施方式1的图13相比,发送孔径Tx和接收孔径Rx的位置关系不同。关于步骤S424中的处理方法,与图11中的步骤S224(图12中的步骤S2241~步骤S2251)相同。

[0195] 通过将坐标ij进行递增而重复步骤S424,针对位于对象区域Bx内的坐标ij的所有观测点Pi j(图16中的“•”)生成声线信号。判定关于在对象区域Bx内存在的所有观测点Pi j是否完成了声线信号的生成(步骤S425、S427),在尚未完成的情况下将坐标ij进行递增(步骤S426、S428),从而关于观测点Pi j生成声线信号(步骤S424),在已完成的情况下进入步骤S230。在该阶段,生成与一次的发送事件相伴的对象区域Bx内存在的所有观测点Pi j的子帧的声线信号,并被输出和保存到数据保存部107。

[0196] <效果>

[0197] 在以上说明的变形例1所涉及的超声波诊断装置中,代替在实施方式1中示出的效果中除了与观测点同步型的接收孔径有关的部分之外的效果,起到以下的效果。即,在变形例1中,Tx接收孔径设定部对应于发送事件而选择列中心与发送孔径Tx所包含的振子列的列中心一致的振子列作为接收振子,从而设定接收孔径Rx。因此,接收孔径Rx的中心轴Rxo的位置与发送孔径Tx的中心轴Txo的位置相同,与按照发送事件而沿着列方向移动的发送孔径Tx的位置变化同步地,接收孔径Rx的位置也发生变化(移动)。因此,能够与发送事件同步地在各自不同的接收孔径中进行整相相加,虽然接收时刻跨越多个发送事件而不同,但作为结果,可获得使用了更宽的接收孔径的接收处理的效果,能够在较宽的观测区域中使空间分辨率变得均匀。

[0198] 《实施方式2》

[0199] 在实施方式1所涉及的超声波诊断装置100中,设为不区分超声波主照射区域Ax的内外,整相相加部1041生成子帧声线信号而由合成部1140来合成帧声线信号的结构。但是,如上所述,在超声波主照射区域Ax的外部,与超声波主照射区域Ax的内部相比,由于存在超声波发送波的振幅的降低、相位的扰动,因而空间分辨率、信号S/N比低。从而,观测点Pi j在第1发送事件中处于作为超声波主照射区域Ax的内部的对象区域Bx的内部,在第2发送事件中处于作为超声波主照射区域Ax的外部的对象区域Bx的内部的情况下,合成在第1发送事件中取得的空间分辨率、信号S/N比高的子帧声线信号和在第2发送事件中取得的空间分辨率、信号S/N比低的子帧声线信号。因此,与观测点Pi j对应的超声波图像的画质在仅使用了第1发送事件中取得的子帧声线信号时将得以提高。

[0200] 在实施方式2所涉及的超声波诊断装置中,与实施方式1的区别在于,关于超声波主照射区域Ax的内外分别生成子帧声线信号,关于超声波主照射区域Ax的内外分别合成子帧声线信号,并将这些结合而生成帧声线信号。

[0201] <结构>

[0202] 以下,参照附图说明实施方式2所涉及的超声波诊断装置。图17是表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的接收波束成形器部104A的结构的功能框图。实施方式2所涉及的超声波诊断装置,包括与发送事件同步地设定两种对象区域,且生成有关各自的对象区域的子帧声线信号的整相相加部1041A。此外,包括将有关各自的对象区域的子帧声线信号分别进行合成而生成部分声线信号,且将这些进行结合而生成帧声线信号的合成部1140A,其特征在于具备这些结构。关于整相相加部1041A、合成部1140A以外的结构,与实施方式1所示的各要素相同,关于相同的部分省略说明。

[0203] (1)整相相加部1041A

[0204] 整相相加部1041A的对象区域设定部与发送事件同步地,基于从发送波束成形器部103取得的表示发送孔径Tx的位置的信息而设定对象区域Bx。

[0205] 图18是表示对象区域Bx的示意图。如图18所示,对象区域Bx的范围由包含超声波主照射区域Ax的内部的主区域Bx1、和相对于主区域Bx1在列方向上相邻的、超声波主照射区域Ax外部的副区域Bx2构成。这时,与实施方式1同样地,被设定为对象区域Bx整体的列方向的宽度的最小值Wf成为移位量Mp以上。在本实施方式中,以在主区域Bx1的列方向的宽度比Wf更窄的深度中对象区域Bx的列方向的宽度成为Wf的方式,设定结合了以聚焦点F为顶点的两个三角形的形状的副区域Bx2。Wf例如相对于8个元件量的移位量Mp为10个元件量或者其以上。另外,副区域Bx2优选与移动了移位量Mp后的副区域Bx2重叠的面积为50%以上。这是因为如果连续的两个发送事件所涉及的副区域Bx2的重叠面积较大,则重叠数成为2以上的区域会变宽,副区域Bx2的画质会提高。由此,能够在包含超声波主照射区域Ax的大致全域及其附近的区域中设定观测点,能够提高所照射的超声波的利用效率。

[0206] 整相相加部1041A关于在已设定的对象区域Bx内存在的多个观测点Pi j的每一个,对各接收振子Rk从观测点接收到的接收信号列进行整相相加。并且,通过计算各观测点中的声线信号的列从而生成子帧声线信号。

[0207] 在实施方式2中,整相相加部1041A关于主区域Bx1内的观测点Pi j生成主区域声线信号,进而关于副区域Bx2内的观测点Pi j生成副区域声线信号。所生成的两个子帧的声线信号、即主区域声线信号和副区域声线信号分别被输出并保存到数据保存部107。

[0208] (2)合成部1140A

[0209] 合成部1140A是根据与发送事件同步生成的子帧声线信号来合成部分声线信号的电路。合成部1140A包括两个加法处理部11401A-1、11401A-2、两个放大处理部11402A-1、11402A-2、以及结合部11403A。

[0210] 加法处理部11401A-1、11401A-2分别在用于合成帧声线信号的一系列的子帧声线信号的生成结束之后,读出在数据保存部107中保持的多个子帧声线信号。并且,以在各子帧声线信号中包含的声线信号被取得的观测点Pi j的位置作为指标而相加多个子帧声线信号。在本实施方式中,加法处理部11401A-1以多个主区域声线信号作为加法对象而合成主合成声线信号,此外,加法处理部11401A-2以多个副区域声线信号作为加法对象而合成副合成声线信号。也就是说,合成声线信号由主合成声线信号和副合成声线信号构成。另外,即使是在相对于观测点Pi j存在主区域声线信号和副区域声线信号的情况下,也不会进行主区域声线信号和副区域声线信号之间的加法。

[0211] 图19是表示根据子帧声线信号来生成帧声线信号的处理的示意图。图19(a)表示以观测点P的位置作为指标而相加多个主区域声线信号,合成涵盖了所有的主区域Bx1的主合成声线信号的处理。此外,图19(b)表示以观测点P的位置作为指标而相加多个副区域声线信号,合成涵盖了所有的副区域Bx2的副合成声线信号的处理。

[0212] 放大处理部11402A-1、11402A-2分别对已生成的主合成声线信号和副合成声线信号,进行对各合成声线信号乘以根据在合成中进行了加法的次数而决定的放大率的放大处理。此外,也可以进行对合成声线信号乘以根据重叠数而决定的振子列方向中发生变化的放大率的处理。在振子列方向中重叠数发生变化的情况下,消除其变动原因,在振子列方向中放大处理后的合成声线信号的值变得均匀。由此,主合成声线信号和副合成声线信号分别成为主部分声线信号和副部分声线信号。所生成的两个部分声线信号、即主部分声线信号和副部分声线信号分别被输出并保存到数据保存部107。

[0213] 结合部11403A结合用于合成帧声线信号的主部分声线信号和副部分声线信号而生成帧声线信号。

[0214] 图19(c)是表示根据部分声线信号来生成帧声线信号的处理的示意图。首先,判定观测点P在区域501、区域502、区域503中的哪一个的内部。在此,各区域的特征如下。区域501是指,在其中一个以上的发送事件中是主区域Bx1的内部,并且在哪个发送事件中都不是副区域Bx2的内部的区域。区域502是指,在其中一个以上的发送事件中是副区域Bx2的内部,并且在哪个发送事件中都不是主区域Bx1的内部的区域。区域503是指,在其中一个以上的发送事件中是主区域Bx1的内部,并且在其中一个以上的发送事件中是副区域Bx2的内部的区域。其次,关于区域501内的观测点P,将观测点P中的主部分声线信号设为观测点P中的帧声线信号的值。另一方面,关于区域502内的观测点P,将观测点P中的副部分声线信号设为观测点P中的帧声线信号的值。进而,关于区域503内的观测点P,使用观测点P中的主部分声线信号以及副部分声线信号的其中一方或者双方而算出观测点P中的帧声线信号的值。在本实施方式中,关于区域503内的观测点P,将观测点P中的主部分声线信号设为观测点P中的帧声线信号的值。由此,能够仅基于观测点P是超声波主照射区域Ax内时所取得的主区域声线信号而算出帧声线信号的值。因此,关于区域503,能够与区域501同样地提高空间分辨率、信号S/N比。

[0215] 另外,区域503内的观测点P中的帧声线信号的值计算方法,也可以是基于观测点P中的主部分声线信号和副部分声线信号的值,例如算术平均、几何平均、线性组合。由此,能够避免在区域501和区域503的边界中,帧声线信号的值急剧变化,在区域的边界中画质的提高变得不充分。

[0216] 所生成的帧声线信号被输出并保存到数据保存部107。

[0217] <动作>

[0218] 图20是表示接收波束成形器部104A的波束成形处理动作的流程图。在本流程图中,不同点在于,分别取代图11中的对象区域设定处理(S201)、包含声线信号生成处理(S224)的接收波束聚焦处理(S220)、帧声线信号的合成处理(S301)、帧声线信号的放大处理(S302),进行步骤S210A、包含步骤S224A的步骤S220A、步骤S501、步骤S502的处理,且还进行步骤S503的处理。关于除此以外的处理,与图11相同,关于相同的部分省略说明。

[0219] 在步骤S210A的处理中,整相相加部1041A的对象区域设定部与发送事件同步地,

基于从发送波束成形器部103取得的表示发送孔径Tx的位置的信息,设定由包含超声波主照射区域Ax的内部的主区域Bx1和作为超声波主照射区域Ax的外部的副区域Bx2组成的对象区域Bx。

[0220] 接着,在步骤S220A中,进行观测点同步型波束成形处理(S221~S228)。在此,由于步骤S224A以外的动作与步骤S220A相同,因而仅说明步骤S224A。

[0221] 在步骤S224A中,整相相加部1041A生成对于观测点Pi j的声线信号,并将声线信号输出到数据保存部107。此时,整相相加部1041A在观测点Pi j包含在主区域Bx1中的情况下作为主区域声线信号而输出到数据保存部107,在观测点Pi j包含在副区域Bx2中的情况下作为副区域声线信号而输出到数据保存部107。由此,分别生成主区域Bx1所涉及的主区域声线信号和副区域Bx2所涉及的副区域声线信号。

[0222] 判定关于所有的发送事件是否结束了子帧声线信号的生成(步骤S230),在尚未结束的情况下,返回到步骤S210A,在下一发送事件中,对象区域设定部基于从发送波束成形器部103取得的表示发送孔径Tx的位置的信息,设定由主区域Bx1和副区域Bx2组成的对象区域Bx(步骤S210A)。在关于所有的发送事件结束了处理的情况下,进入步骤S501。

[0223] 接着,以观测点Pi j的位置作为指标分别相加多个子帧声线信号的主区域声线信号、副区域声线信号而生成对于各观测点的合成声线信号,从而合成部分声线信号(步骤S501)。并且,分别对主部分声线信号、副部分声线信号,对各合成声线信号乘以根据合成中的加法次数而决定的放大率(步骤S502)。进而,结合主部分声线信号和副部分声线信号而生成帧声线信号(步骤S503)。然后,将生成的帧声线信号输出到超声波图像生成部105以及数据保存部107(步骤S303),从而结束处理。

[0224] <效果>

[0225] 如以上说明的那样,根据实施方式2所涉及的超声波诊断装置,与实施方式1所涉及的超声波诊断装置100同样地,即使增大移位量也不会产生缺损区域,能够在防止由此导致的画质劣化的同时提高帧速率。图26(a)表示超声波图像的例子。由于不存在缺少数据的缺损区域,因而聚焦深度中的竖条纹与图26(d)的超声波图像相比并不明显。

[0226] 进而,在实施方式2所涉及的超声波诊断装置中,在单独合成主区域Bx1和副区域Bx2之后将它们进行结合。因此,关于通过仅合成主区域声线信号就能够生成帧声线信号的观测点Pi j,与将副区域声线信号用于合成的情况相比,能够提高空间分辨率、信号S/N比。

[0227] 《变形例2》

[0228] 在实施方式2所涉及的超声波诊断装置的整相相加部1041A中,设为在主区域Bx1和副区域Bx2中使用相同的发送时间的计算方法的构造。

[0229] 相对于此,在变形例2所涉及的整相相加部中,其特征在于,根据观测点Pi j包含在主区域Bx1还是副区域Bx2,发送时间计算部使用不同的发送时间的计算方法。

[0230] <发送时间的计算方法>

[0231] 以下,使用图21说明发送时间的计算方法。图21(a)(b)是用于说明本变形例所涉及的超声波的传播路径的示意图。在本变形例中,当观测点Pi j包含在主区域Bx1时,如使用图7(a)(b)说明的那样,(1)当观测点Pi j的深度为聚焦深度以上的情况下,将发送波通过路径401的时间和通过路径402的时间相加后的值作为发送时间,(2)当观测点Pi j比聚焦深度更浅的情况下,将从发送波通过路径401的时间减去通过路径402的时间后的值作为发送时

间。

[0232] 另一方面,当观测点 P_{ij} 包含在副区域 B_{x2} 时,使用不同的计算方法。首先,说明当观测点 P_{ij} 包含在副区域 B_{x2} 时,不使用与观测点 P_{ij} 包含在主区域 B_{x1} 时相同的计算方法的理由。图22(a)是说明了上述那样的、与观测点 P_{ij} 包含在主区域 B_{x1} 时相同的计算方法的图。在图22(a)中,直线613是与振子列101a的列方向正交的直线,点B是在直线613上深度成为聚焦深度 D_f 的点。如上所述,(1)对于比聚焦深度更深的观测点 P_1 ,将发送波通过路径401的时间和通过路径4021的时间相加后的值作为发送时间,(2)对于比聚焦深度 D_f 更浅的观测点 P_2 ,将从发送波通过路径401的时间减去通过路径4022的时间后的值作为发送时间。另外,如上所述,关于在聚焦深度的观测点B,可以与比聚焦深度更深的观测点同样地进行计算,也可以与比聚焦深度更浅的观测点同样地进行计算。在此,若设点 P_1 、B、 P_2 分别相邻,则路径4021和路径4022的长度分别与FB之间的距离大体上一致。结果,根据FB之间的距离的大小,尽管点 P_1 与点 P_2 接近,但发送时间相差 $2 \times (\text{FB之间的距离}) \div \text{被检体的声速}$ 。尤其,FB之间的距离变得越大,该差也将变得越大。因此,发送时间以聚焦深度作为边界而不连续地变化。图22(b)表示直线613上的多个观测点 P_{ij} 中的、 P_{ij} 的深度 D 与发送时间的关系。由于以聚焦深度 D_f 为界而发送时间变得不连续,因而整相加中的对于 P_{ij} 的延迟量也在聚焦深度中不连续地变化。另外,在图22(b)中,关于在聚焦深度的观测点B,与比聚焦深度更深的观测点同样地进行计算,但即使在与比聚焦深度更浅的观测点同样地进行了计算的情况下,也只是在聚焦深度的观测点的发送时间的值不同(白圈和黑圈交换),同样地以聚焦深度为界而发送时间不连续地变化。结果,以聚焦深度作为边界,副区域声线信号的值不连续地变化。由此,在帧声线信号中,显现沿聚焦深度的噪声等,有时关于区域502留有提高画质的余地。例如,如图22(c)所示的超声波图像那样,起因于副区域声线信号的区域有时以聚焦深度为界,在区域5021和区域5022中亮度发生变化,若能够解决这一点则画质将进一步提高。

[0233] 在本变形例中,当观测点 P_{ij} 包含在副区域 B_{x2} 时,如下计算发送时间。具体而言,如图21(a)所示,设为从发送孔径 T_x 辐射的发送波通过路径601直接到达观测点 P_{ij} 而进行计算。从而,发送波从发送振子列的中心通过到达观测点 P_{ij} 的路径601的时间成为发送时间 T_b 。图21(c)中示出与列方向正交的直线611上的多个观测点 P_{ij} 中的、 P_{ij} 的深度与发送时间的关系。

[0234] 如图21(c)所示,关于与列方向正交的直线611上的多个观测点 P_{ij} ,与各个观测点 P_{ij} 对应的发送时间根据观测点 P_{ij} 的深度而单调增加,不会变得不连续。

[0235] 此外,如图21(b)所示,也可以设为从发送孔径 T_x 辐射的发送波同时到达观测点 P_{ij} 、和与观测点 P_{ij} 相同的深度的参照点R,使用从发送孔径 T_x 至参照点R的最短路径602进行计算。即,发送波从发送振子列的中心通过到达与观测点 P_{ij} 相同的深度的参照点R的路径602的时间成为发送时间 T_s 。另外,路径602是与发送振子列上最接近观测点 P_{ij} 的振子至观测点 P_{ij} 的最短路径603相同的长度,换言之,观测点 P_{ij} 的深度与路径602的长度一致。图21(d)中示出与列方向正交的直线612上的多个观测点 P_{ij} 中的、 P_{ij} 的深度与发送时间的关系。如图21(d)所示,关于与列方向正交的直线612上的多个观测点 P_{ij} ,与各个观测点 P_{ij} 对应的发送时间根据观测点 P_{ij} 的深度而单调增加,不会变得不连续。

[0236] 另外,观测点 P_{ij} 包含在副区域 B_{x2} 时的发送时间的计算方法不限于上述的情况,

只要是相对于与列方向正交的直线上的多个观测点 P_{ij} 的深度,发送时间连续地单调增加即可。例如,也可以基于从发送孔径 T_x 上的任意位置直至与观测点 P_{ij} 相同的深度的任意位置为止的路径来计算发送时间。

[0237] 通过如上所述那样计算发送时间,除了实施方式1所示的、即使增大移位量也不会产生缺损区域,能够在防止由此导致的画质劣化的同时提高帧速率的效果、以及实施方式2所示的、关于通过仅合成主区域声线信号就能够生成帧声线信号的观测点 P_{ij} ,防止将副区域声线信号用于合成而引起的空间分辨率、信号S/N比的降低的效果之外,还如图26(b)的超声波图像的例子所示那样,抑制在聚焦深度中发送时间变得不连续,能够提高超声波图像的画质。

[0238] 《变形例3》

[0239] 在变形例2所涉及的整相相加部中,设为当观测点 P_{ij} 包含在副区域 B_{x2} 时,基于从发送孔径 T_x 上的任意位置直至与观测点 P_{ij} 相同的深度的任意位置为止的路径来计算发送时间的结构。

[0240] 但是,若在观测点 P_{ij} 包含在主区域 B_{x1} 中的情况和包含在副区域 B_{x2} 中的情况下使用完全不同的发送时间的计算方法,则在主区域 B_{x1} 和副区域 B_{x2} 的边界,发送时间会不连续地发生变化。因此,有时沿区域501和区域502的边界显现噪声等,在区域501和区域502的边界处画质的提高不够充分。图23(d)是示出了在基于主区域声线信号的区域5012和基于副区域声线信号的区域5022的边界上显现了噪声的超声波图像的示意图。

[0241] 相对于此,在变形例3所涉及的整相相加部中,其特征在于,计算观测点 P_{ij} 包含在副区域 B_{x2} 时的发送时间,使得相对于观测点 P_{ij} 的深度,发送时间连续地单调增加。

[0242] <发送时间的计算方法>

[0243] 以下,使用图23说明观测点 P_{ij} 包含在副区域 B_{x2} 时的发送时间的计算方法。图23(a)是用于说明本变形例所涉及的超声波的传播路径的示意图。在图23(a)中,直线610是与列方向正交的直线。在本变形例中,在直线610上且处于副区域 B_{x2} 和主区域 B_{x1} 的边界的边界点 R_1 、 R_3 中,以与主区域 B_{x1} 内相同的计算方法来计算发送时间。即,关于比聚焦深度更深的边界点 R_1 ,将发送波通过路径401的时间和通过路径4021的时间相加后的值作为发送时间。此外,关于比聚焦深度更浅的边界点 R_3 ,将从发送波通过路径401的时间减去通过路径4022的时间后的值作为发送时间。

[0244] 另一方面,在直线610上成为聚焦深度 D_f 的中间点 R_2 中,与变形例2同样地计算发送时间。即,将通过路径6011的时间作为发送时间。

[0245] 并且,在处于边界点 R_1 与中间点 R_2 之间的观测点 P_{ij} 中,使用以与主区域 B_{x1} 内相同的计算方法算出的发送时间 T_R 、和与变形例2同样地算出的发送时间 T_D 而进行计算。另外,也可以取代发送时间 T_D 而使用发送时间 T_S 。在此,以发送时间 T_D 为例进行说明,但置换为发送时间 T_S 的情况下也同样。具体而言,合成发送时间 T_R 和发送时间 T_D ,以便满足如下条件。即,(1)相对于观测点 P_{ij} 的深度 D 增加,发送时间连续地单调增加,(2)对于边界点 R_1 ,发送时间与发送时间 T_R 一致,(3)对于中间点 R_2 ,发送时间与发送时间 T_D 一致这三点。图23(b)是示出了 P_{ij} 的深度 D 与发送时间的关系的图表,线701表示发送时间 T_R ,线702表示发送时间 T_D 。在本变形例中,计算发送时间,使得 P_{ij} 的深度 D 与发送时间的关系如图23(b)的线703所示那样。另外,线703将深度 D_2 中的线701的截距与深度 D_1 中的线701的截距用直线连接。但

是,发送时间的计算方法不限于线703所示的情况,满足以下的三个条件即可,i)在深度D2和深度D1时与线701重叠,ii)在D2~D1中连续,iii)在D2~D1中单调增加(不断增加)。

[0246] 作为计算方法的例子,例如能够使用线性组合。这时,发送时间 T_M 通过以下的算式来提供。

$$[0247] \quad T_M = \alpha T_R + (1 - \alpha) T_D$$

[0248] 在此, α 的值满足以下两个条件:(4)在 $D=D_f$ 时为 $\alpha=0$, (5)在 $D=D_1$ 时为 $\alpha=1$ 。具体而言,设为 α 与 $|D-D_f|$ 成比例,例如也可以设为以下的算式所示的值。

$$[0249] \quad \alpha = |D - D_f| / (D_1 - D_f)$$

[0250] 即,在图23(c)所示的表示 P_{ij} 的深度与 α 的关系的图表中,可以是折线711所示的关系。另外, α 的具体例不限于上述的例子,满足上述的(1)~(5)的条件即可,也可以是曲线712、曲线713所示那样的值。

[0251] 另外,发送时间 T_M 的计算方法不限于上述的线性结合,满足上述的(1)~(3)的条件即可。例如,也可以是如下的关系。

$$[0252] \quad T_M = T_R^\alpha \times T_D^{(1-\alpha)}$$

[0253] 在该情况下也可以取代 T_D 而使用 T_S 是不言而喻的。此外,在包含该算式在内的该变形例中叙述的各算式中,取代 T_D ,除了可以使用 T_S 之外,也可以使用基于从发送孔径 T_x 上的任意位置直至与观测点 P_{ij} 相同深度的任意位置的路径而算出的发送时间等,如满足在变形例2中叙述的条件(相对于与列方向正交的直线上的多个观测点 P_{ij} 的深度,发送时间连续地单调增加)的任意的发送时间。

[0254] 通过如上所述那样算出发送时间,有关观测点 P_{ij} 的发送时间相对于 P_{ij} 的深度 D 而连续地单调增加,因而有关观测点 P_{ij} 的声线信号的值相对于深度 D 不会变得不连续,而是平滑地发生变动。图26(b)中示出超声波图像的一例。根据本变形例,除了变形例2所示的效果之外,通过使发送时间相对于深度连续,能够进一步提高聚焦深度、主区域 B_{x1} 与副区域 B_{x2} 的边界的画质。

[0255] 《变形例4》

[0256] 实施方式2所涉及的整相相加部1041A的对象区域设定部针对一个发送事件所涉及的对象区域 B_x ,以在主区域 B_{x1} 和副区域 B_{x2} 中不产生重复的区域的方式进行各区域的设定,

[0257] 相对于此,在本变形例中,其特征在于,以主区域 B_{x1} 和副区域 B_{x2} 重叠的方式设定对象区域 B_x 。

[0258] <对象区域 B_x 的设定>

[0259] 以下,说明对象区域 B_x 的设定、以及主部分声线信号与副部分声线信号的结合。

[0260] 图24(a)是表示本变形例所涉及的对象区域 B_x 的示意图。在本变形例中,主区域 B_{x1} 与实施方式2同样地被设定在超声波主照射区域 A_x 的内部。相对于此,设定副区域 B_{x2} 使得对象区域 B_x 整体的列方向的宽度的最小值 W_f 成为移位量 M_p 以上,但以与主区域 B_{x1} 的一部分交叠的方式被设定为长方形的形状。即,本变形例所涉及的副区域 B_{x2} 被设定为含有实施方式2所涉及的副区域 B_{x2} 且包含主区域 B_{x1} 。

[0261] 整相相加部与实施方式2同样地,关于在已设定的对象区域 B_x 内存在的多个观测点 P_{ij} 的每一个,将各接收振子 R_i 从观测点接收到的接收信号列进行整相相加。并且,通过

算出各观测点中的声线信号的列,从而生成子帧声线信号。

[0262] 合成部与实施方式2同样,以在各子帧声线信号中包含的声线信号被取得的观测点 P_{ij} 的位置作为指标而相加多个子帧声线信号。进而,对于从主区域 B_{x1} 取得的主合成声线信号和从副区域 B_{x2} 取得的副合成声线信号,进行对各合成声线信号乘以根据在合成中进行了加法的次数而决定的放大率的放大处理。并且,结合用于合成帧声线信号的主部分声线信号和副部分声线信号而生成帧声线信号。

[0263] 在图24(b)中示出本变形例所涉及的、表示根据部分声线信号生成帧声线信号的处理的示意图。与实施方式2同样,判定观测点P在区域501的内部、区域502的内部、区域503的内部中的哪一个。接着,关于区域501以及区域503内的观测点P,将观测点P中的主部分声线信号作为观测点P中的帧声线信号的值。另一方面,关于区域502内的观测点P,将观测点P中的副部分声线信号作为观测点P中的帧声线信号的值。在此,关于区域503内的观测点P,将观测点P中的主部分声线信号作为观测点P中的帧声线信号的值,这是因为关于副区域 B_{x2} 与主区域 B_{x1} 的一部分交叠的区域,在使用了从主区域 B_{x1} 取得的主部分声线信号时空分辨率以及信号S/N比会提高。

[0264] 由此,除了实施方式2的效果之外,还能够避免副区域 B_{x2} 成为复杂的形状。因此,能够简化用于生成副区域声线信号以及副部分声线信号的运算处理。

[0265] 《实施方式所涉及的其他的变形例》

[0266] (1)在各实施方式以及各变形例中,设为移位量 M_p 是两个元件量以上,但本发明不一定限于该情况。例如,即使在移位量 M_p 是一个元件量的情况下,也可以设为对象区域 B_x 的列方向的宽度至少比移位量 M_p 更大、即对象区域 B_x 的列方向的宽度至少比一个元件量更大。由此,一个发送事件的对象区域与下一发送事件的对象区域必然重叠而没有间隙。因此,与将对象区域 B_x 限于超声波主照射区域 A_x 内时相比,能够增大重叠的区域的重叠数。因此,关于重叠的区域,能够提高超声波图像的画质。

[0267] (2)在实施方式1中,设为对象区域 B_x 的范围包含超声波主照射区域 A_x 的沙漏形状的大致全域,但本发明未必限于该情况。例如,也可以设为对象区域 B_x 包含超声波主照射区域 A_x 的内部的一部分和超声波主照射区域 A_x 的外部的一部分。具体而言,也可以设为列方向的宽度 W_f 为移位量 M_p 以上的矩形形状,例如,如图25(a)的示意图所示那样,是相对于4个元件量的移位量 M_p 而宽度为10个元件量的矩形形状。这时,通过相对于发送振子列的宽度而减小对象区域 B_x 的列方向的宽度,从而尤其在聚焦深度中,避免将从超声波主照射区域 A_x 远离的观测点包含于对象区域 B_x ,能够避免帧声线信号的空间分辨率、信号S/N比下降。由此,如图25(b)的示意图所示,能够以简单的运算来合成帧声线信号。

[0268] 此外,在超声波主照射区域 A_x 没有会聚到一个聚焦点F而会聚到聚焦区域的情况下,对象区域 B_x 的范围也可以是包含超声波主照射区域 A_x 的内部和超声波主照射区域 A_x 的外部的区域。此外,在该情况下,也可以将超声波主照射区域 A_x 的内部作为主区域 B_{x1} ,将超声波主照射区域 A_x 的外部作为副区域 B_{x2} ,并应用变形例2~4。

[0269] (3)在实施方式2以及变形例2~4中,设为合成部具备两个加法处理部和放大处理部,但本发明未必限于该情况。例如,也可以设为各自一个的加法处理部和放大处理部在根据主区域声线信号生成了主部分声线信号之后,根据副区域声线信号生成副部分声线信号(或者,其逆序)。

[0270] 此外,在实施方式2以及变形例2~4中,整相相加部也可以将对象区域设定部以外的结构各自具备两个,并行地执行主区域声线信号和副区域声线信号的生成。

[0271] 此外,在各实施方式以及各变形例中,也可以将整相相加部和合成部作为一个构成要素来具备,不是按每个发送事件而生成对象区域整体的子帧声线信号,而是以帧为单位,按每个观测点,集中进行基于整相相加的子帧声线信号的生成和每个发送事件的子帧声线信号的合成,根据一个帧所涉及的多个发送事件的接收信号而直接生成帧声线信号。另外,在该情况下,也在关于一个发送事件中的对象区域内的所有观测点进行了整相相加处理之后进行合成处理。因此,与是否在形式上生成对象区域整体的子帧声线信号无关地,在本质上成为基于对象区域整体的子帧声线信号而进行帧声线信号的生成。

[0272] (4)另外,虽然基于上述实施方式说明了本发明,但本发明不限于上述的实施方式,如下那样的情况也包含在本发明中。

[0273] 例如,本发明也可以设为具备了微处理器和存储器的计算机系统,上述存储器存储上述计算机程序,上述微处理器按照上述计算机程序进行动作。例如,也可以是具有本发明的超声波诊断装置的诊断方法的计算机程序,并按照该程序进行动作(或者对所连接的全部指示动作)的计算机系统。

[0274] 此外,在以由微处理器、ROM、RAM等记录介质、硬盘单元等构成的计算机系统构成了上述超声波诊断装置的全部或者一部分、波束成形器部的全部或者一部分的情况也包含在本发明中。在上述RAM或者硬盘单元中存储了用于达成与上述各装置同样的动作的计算机程序。上述微处理器通过按照上述计算机程序进行动作,各装置实现其功能。

[0275] 此外,构成上述的各装置的构成要素的一部分或者全部也可以由一个系统LSI (Large Scale Integration(大规模集成电路))构成。系统LSI是将多个构成部集成到一个芯片上制造的超多功能LSI,具体而言,是包含微处理器、ROM、RAM等而构成的计算机系统。这些可以单独集成到一个芯片,也可以以包含一部分或者全部的方式集成到一个芯片。另外,LSI根据集成度的差异,有时也被称为IC、系统LSI、超LSI、超高LSI。在上述RAM中存储了用于达成与上述各装置同样的动作的计算机程序。通过由上述微处理器按照上述计算机程序进行动作,从而系统LSI实现其功能。例如,本发明的波束成形方法作为LSI的程序而存储,该LSI被插入到计算机内且实施预定的程序(波束成形方法)的情况也包含在本发明中。

[0276] 另外,集成电路化的方法不限于LSI,也可以通过专用电路或者通用处理器来实现。也可以在制造LSI之后,利用能够进行编程的FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、能够重新构成LSI内部的电路单元的连接或设定的可重构处理器(Reconfigurable Processor)。

[0277] 进而,若通过半导体技术的进步或衍生的其他技术而出现替代LSI的集成电路化的技术,则当然也可以使用该技术来进行功能块的集成化。

[0278] 此外,也可以通过由CPU等处理器执行程序而实现各实施方式所涉及的、超声波诊断装置的功能的一部分或者全部。也可以是记录了用于使其实施上述超声波诊断装置的诊断方法、波束成形方法的程序的非暂时性的计算机可读的记录介质。也可以通过将程序或信号记录到记录介质而转移,从而由独立的其他计算机系统实施程序,此外,能够经由互联网等传输介质而使上述程序流通是不言而喻的。

[0279] 在上述实施方式所涉及的超声波诊断装置中,设为将作为存储装置的数据存储部

包含到超声波诊断装置内的结构,但存储装置不限于此,也可以是半导体存储器、硬盘驱动、光盘驱动、磁存储装置等从外部连接到超声波诊断装置的结构。

[0280] 此外,框图中的功能块的分割是一例,可以将多个功能块作为一个功能块来实现,或者将一个功能块分割为多个,或者将一部分功能块转移到其他的功能块。此外,也可以由单一的硬件或者软件以并行或者时分方式来处理具有相似的功能的多个功能块的功能。

[0281] 此外,执行上述步骤的顺序是为了具体地说明本发明而例示的顺序,也可以是上述以外的顺序。此外,上述步骤的一部分也可以与其他的步骤同时(并行)执行。

[0282] 此外,在超声波诊断装置中设为从外部连接探头以及显示部的结构,但这些也可以设为在超声波诊断装置内一体地具备的结构。

[0283] 此外,在上述实施方式中,探头示出了多个压电元件沿一维方向排列的探头结构。但是,探头的结构并不限于此,例如,也可以使用将沿二维方向排列了多个压电变换元件的二维排列振子、或沿一维方向排列的多个振子以机械方式使其摇摆而取得三维的断层图像的摇摆型探头,也能够根据测定而适当地使用。例如,在使用了二维排列的探头的情况下,通过单独改变对压电变换元件提供电压的定时或电压的值,能够控制要发送的超声波波束的照射位置、方向。

[0284] 此外,探头也可以将发送接收部的一部分功能包含到探头中。例如,基于用于生成从发送接收部输出的发送电信号的控制信号,在探头内生成发送电信号,并将该发送电信号变换为超声波。同时,也能够采用将接收到的反射超声波变换为接收电信号,在探头内基于接收电信号而生成接收信号的结构。

[0285] 此外,也可以将各实施方式所涉及的超声波诊断装置及其变形例的功能中的至少一部分进行组合。进而,在上述中使用的数字都是为了具体说明本发明而例示的数字,本发明不限于所例示的数字。

[0286] 进而,对本实施方式实施了本领域技术人员所想到的范围内的变更的各种变形例也包含在本发明中。

[0287] 《总结》

[0288] (1)实施方式所涉及的超声波信号处理装置是,一种超声波信号处理装置,将选择性地驱动在超声波探头上排列设置的多个振子而对被检体进行超声波发送的发送事件重复多次,并且与各发送事件同步地从被检体接收反射超声波,并根据基于接收到的反射超声波所生成的多个子帧声线信号而合成帧声线信号,其特征在于,包括:发送部,在一次的发送事件中从所述多个振子中选择发送振子列,从所述发送振子列以超声波在被检体中会聚的方式进行发送,并且进行选择使得与各发送事件同步地,发送超声波的发送振子列沿列方向以相应于多个振子的移位量进行移动;接收部,与各发送事件同步地从所述多个振子中选择接收振子列,基于所述接收振子列从被检体内接收到的反射超声波,生成对于所述接收振子列的各个振子的接收信号列;整相相加部,按每个所述发送事件,设定包含与在所述被检体内超声波会聚的区域对应的区域并且与在所述被检体内超声波会聚的聚焦深度对应的列方向的宽度至少是所述移位量以上的对象区域,关于所述对象区域内的多个观测点,将基于从各观测点所得到的反射超声波的所述接收信号列进行整相相加而生成所述子帧声线信号;以及合成部,基于所述整相相加部生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号。

[0289] 根据本公开,在利用了一般的发送波束成形的合成孔径法中,由于不会产生超声波图像的缺损区域,因而不会伴随由此导致的画质劣化,且能够提高帧速率。

[0290] (2)此外,实施方式所涉及的上述(1)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以将第1对象区域和第2对象区域设定为所述对象区域,其中,该第1对象区域是以所述发送振子列为底边,与所述聚焦深度对应的所述列方向的宽度最小,并且该宽度比所述移位量还小的沙漏形状的区域,该第2对象区域是至少在所述聚焦深度附近与所述第1对象区域在所述列方向上相邻的区域。

[0291] 由此,通过一边将相位一致的超声波被照射的区域包含在第1对象区域中,一边以列方向的宽度至少成为移位量以上的方式在相位一致的超声波被照射的区域之外设置第2对象区域,从而能够扩大对象区域。

[0292] (3)此外,实施方式所涉及的上述(2)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以计算所发送的超声波到达被检体内的观测点的发送时间,将来自所述观测点的超声波到达所述接收振子列所包含的各个振子的接收时间与所述发送时间之和,作为所发送的超声波在所述观测点被反射直至到达所述接收振子列所包含的各个振子为止的总传播时间而进行计算,根据该总传播时间来计算对于所述接收振子列所包含的各个振子的延迟量而进行整相相加。

[0293] 由此,关于对象区域内的各观测点,能够通过整相相加而生成子帧声线信号。

[0294] (4)此外,实施方式所涉及的上述(3)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以关于所述第1对象区域内的观测点,在所述观测点的深度比所述聚焦深度更深的位置的情况下,将对所发送的超声波到达所述第1对象区域内且处于所述聚焦深度的基准点为止的第1时间加上超声波从所述基准点到达所述观测点为止的第2时间而算出的到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间,在所述观测点的深度小于所述聚焦深度的情况下,将从所述第1时间减去所述第2时间而算出的到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间。

[0295] 由此,关于第1对象区域内的各观测点,能够基于从聚焦点的距离算出发送时间而进行整相相加,并生成子帧声线信号。

[0296] (5)此外,实施方式所涉及的上述(4)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以关于所述第2对象区域内的观测点,在所述观测点的深度比所述聚焦深度更深的位置的情况下,将对所述第1时间加上超声波从所述基准点到达所述观测点为止的第3时间而算出的第2到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间,在所述观测点的深度小于所述聚焦深度的情况下,将从所述第1时间减去所述第3时间而算出的第2到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间。

[0297] 由此,关于第2对象区域内的各观测点,能够基于从发送聚焦点的距离算出发送时间而进行整相相加,并生成子帧声线信号。

[0298] (6)此外,实施方式所涉及的上述(4)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以关于所述第2对象区域内的至少处于所述聚焦深度的观测点,将所发送的超声波从所述发送振子列上的任意的位置到达处于与所述观测点相同的深度的任意的位置为止的时间作为所述发送时间。

[0299] 由此,关于第2对象区域内的各观测点,能够避免聚焦深度的观测点与发送聚焦点

的距离导致以聚焦深度为边界而发送时间不连续地变化,能够进一步提高超声波图像的画质。

[0300] (7)此外,实施方式所涉及的上述(6)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以关于所述第2对象区域内的观测点,将所发送的超声波从所述发送振子列的列中心到达所述观测点为止的时间作为有关该观测点的所述发送时间。

[0301] 由此,关于第2对象区域内的各观测点,能够以不依赖发送聚焦点的方法来算出发送时间。

[0302] (8)此外,实施方式所涉及的上述(6)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以关于所述第2对象区域内的观测点,(1)在所述观测点接近与所述第1对象区域的边界的情况下,将所述到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间,(2)在所述观测点的深度为所述聚焦深度的情况下,将所发送的超声波从所述发送振子列上的任意的位置到达处于与所述观测点相同的深度的任意的位置为止的第2到达时间作为有关所述观测点的所述发送时间,(3)关于与所述发送振子列的列方向正交的直线上的多个观测点,计算所述发送时间使得所述发送时间相对于观测点的深度的增加而连续地单调增加。

[0303] 由此,关于对象区域内的与列方向正交的直线上的多个观测点,由于发送时间相对于深度连续地单调增加,因而在第2对象区域内、以及第1对象区域与第2对象区域的边界中能够进一步提高超声波图像的画质。

[0304] (9)此外,实施方式所涉及的上述(8)的超声波信号处理装置中,在将所述到达时间设为 T_1 且将所述第2到达时间设为 T_2 时,所述整相相加部也可以将该观测点所涉及的所述发送时间 T_M 利用算式 $T_M = \alpha T_1 + (1 - \alpha) T_2$ 进行计算, α 的值在该观测点是所述聚焦深度时为0,在该观测点与所述第1区域邻接时为1,且根据该观测点的深度与所述聚焦深度的差异而连续地增加。

[0305] 由此,关于对象区域内的与列方向正交的直线上的多个观测点,能够以简单的方法使发送时间相对于深度连续地单调增加。

[0306] (10)此外,实施方式所涉及的上述(2)~(9)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以设定所述对象区域,使得在连续的两个发送事件中,所述第2对象区域在列方向中重叠。

[0307] 由此,能够将第2对象区域中的最大重叠数设为2以上,能够提高第2对象区域所涉及的超声波图像的画质。

[0308] (11)此外,实施方式所涉及的上述(10)的超声波信号处理装置中,所述整相相加部也可以设定所述对象区域,使得在连续的两个发送事件中所述第2对象区域在列方向中重叠的面积成为所述第2对象区域的面积的50%以上。

[0309] 由此,能够在第2对象区域的50%以上的区域中将重叠数设为2以上,能够提高第2对象区域所涉及的超声波图像的画质。

[0310] (12)此外,实施方式所涉及的上述(2)~(11)的超声波信号处理装置中,所述合成部也可以对所述多个子帧声线信号中包含在所述第1区域的部分进行合成而生成第1区域的合成声线信号,进而对所述多个子帧声线信号中包含在所述第2区域的部分进行合成而生成第2区域的合成声线信号,并结合第1区域的合成声线信号和第2区域的合成声线信号而生成合成声线信号。

[0311] 由此,避免在第1区域和第2区域中互相对画质带来影响,能够提高超声波图像的画质。

[0312] (13)此外,实施方式所涉及的上述(1)~(12)的超声波信号处理装置,还可以包括:放大处理部,利用根据在所述合成部中进行加法的次数而决定的放大率,分别放大所述多个子帧声线信号。

[0313] 由此,避免各观测点的重叠数的差异对画质带来的影响,能够提高超声波图像的画质。

[0314] (14)此外,实施方式所涉及的超声波信号处理装置是,一种超声波信号处理装置,将选择性地驱动在超声波探头上排列设置的多个振子而对被检体进行超声波发送的发送事件重复多次,并且与各发送事件同步地从被检体接收反射超声波,并根据基于接收到的反射超声波所生成的多个子帧声线信号而合成帧声线信号,其特征在于,包括:发送部,在一次的发送事件中从所述多个振子中选择发送振子列,从所述发送振子列以超声波在被检体中会聚的方式进行发送,并且进行选择使得与各发送事件同步地,发送超声波的发送振子列沿列方向依次移动;接收部,与各发送事件同步地从所述多个振子中选择接收振子列,基于所述接收振子列从被检体内接收到的反射超声波,生成对于所述接收振子列的各个振子的接收信号列;整相相加部,按每个所述发送事件,设定包含与在所述被检体内超声波会聚的区域对应的区域并且与在所述被检体内超声波会聚的聚焦深度对应的列方向的宽度至少大于一个所述振子的宽度的对象区域,关于所述对象区域内的多个观测点,将基于从各观测点所得到的反射超声波的所述接收信号列进行整相相加而生成所述子帧声线信号;以及合成部,基于所述整相相加部生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号。

[0315] 由此,即使在移位量为一个元件量的情况下,也能够提高在连续的两个发送事件中重复的区域中的超声波图像的画质。

[0316] (15)此外,实施方式所涉及的超声波诊断装置,也可以包括上述(1)~(14)的超声波信号处理装置,所述超声波诊断装置能够连接所述超声波探头。

[0317] 由此,能够实现具备了上述特征的超声波诊断装置。

[0318] 本公开所涉及的超声波信号处理装置、超声波诊断装置、超声波信号处理方法、程序、以及计算机可读的非临时性的记录介质作为提高以往的超声波诊断装置的性能,尤其是作为提高帧速率是有用的。此外,本公开不仅应用于超声波,也能够应用于使用了多个阵列元件的传感器等。

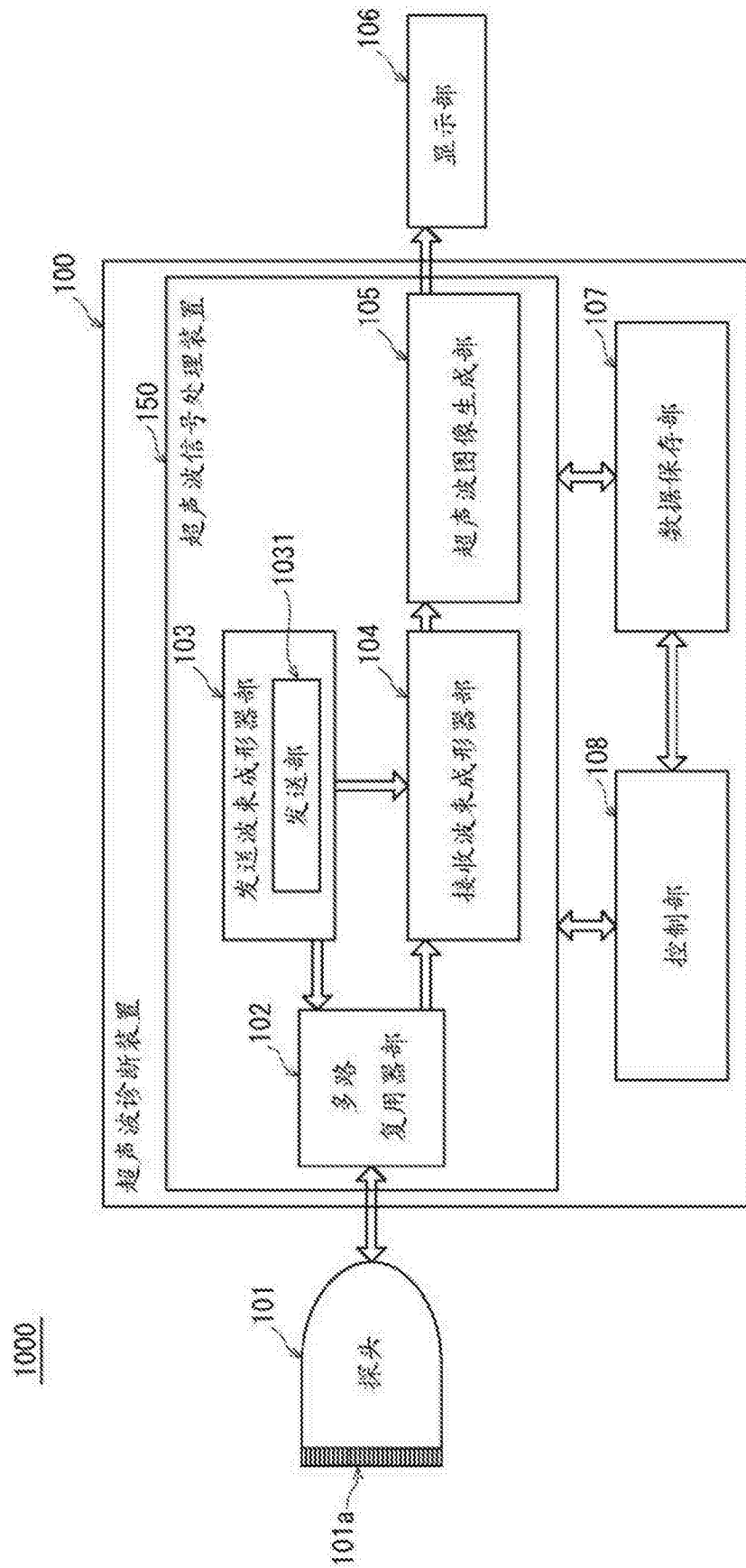


图1

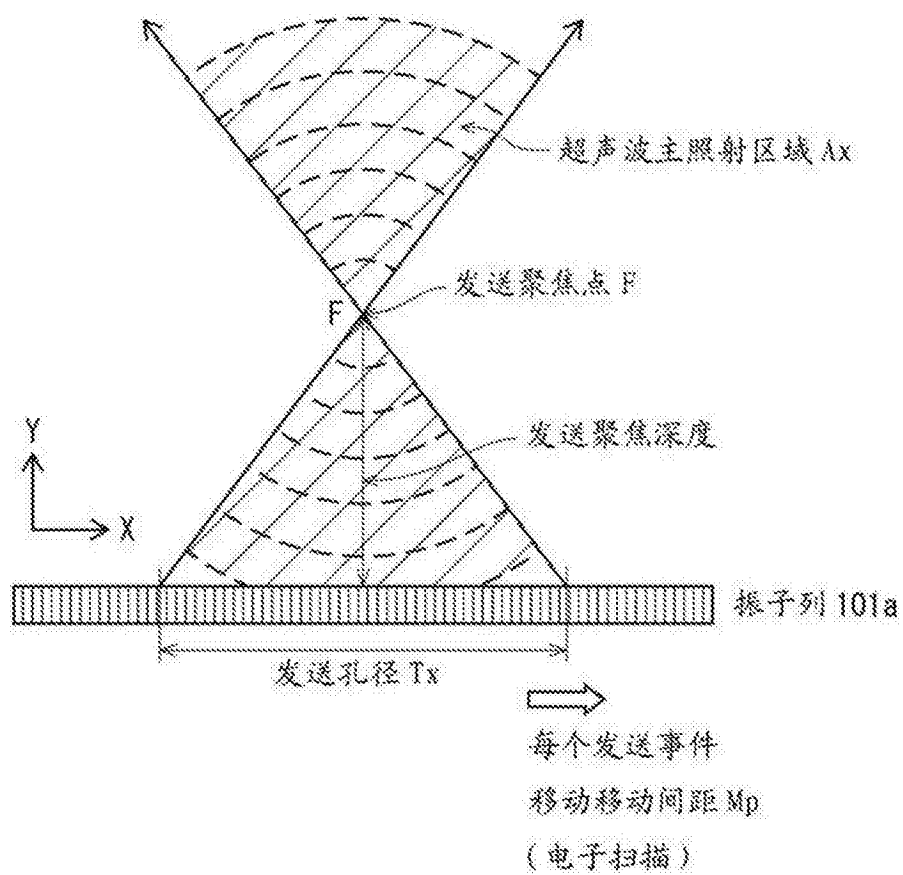


图2

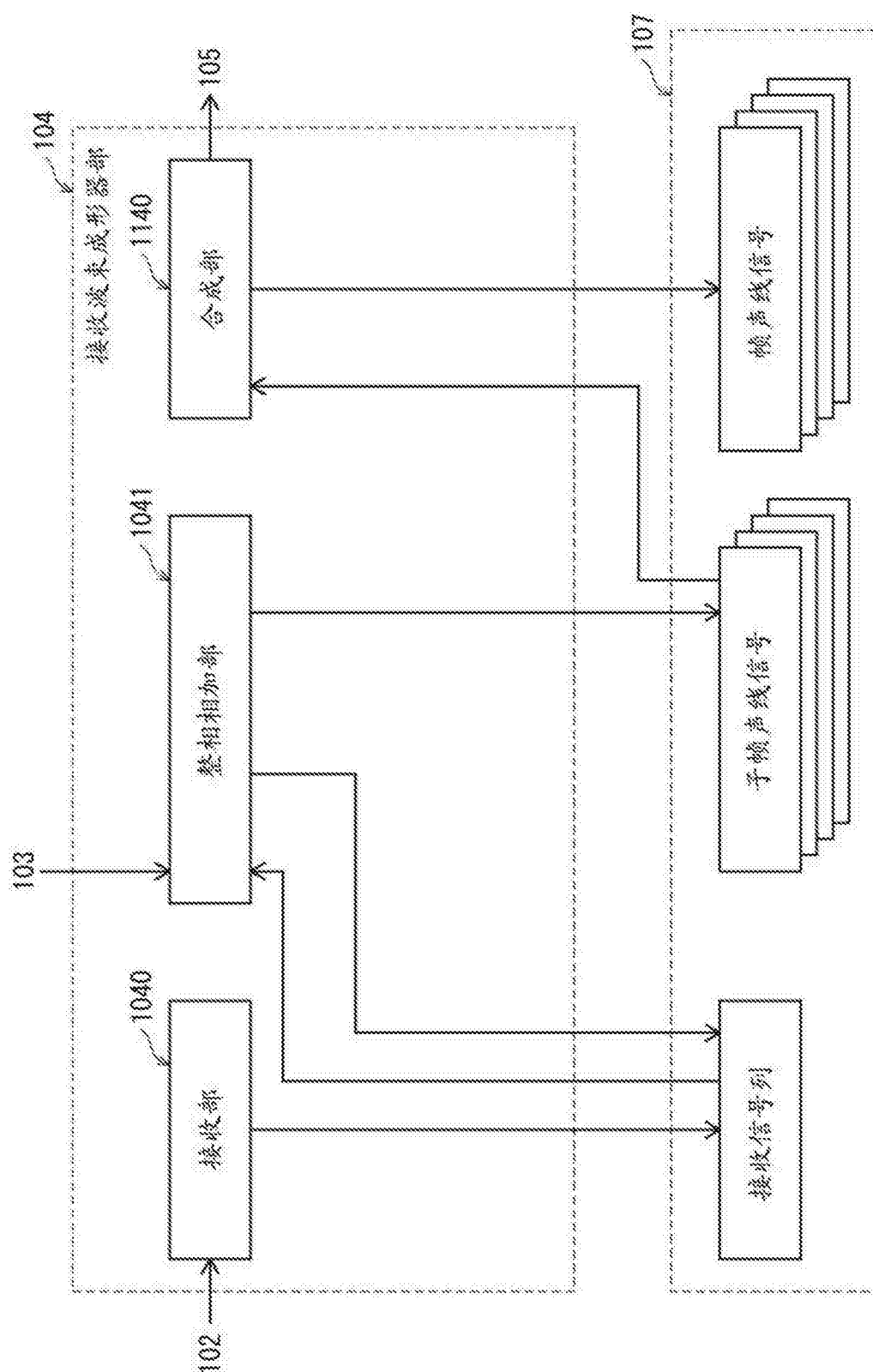


图3

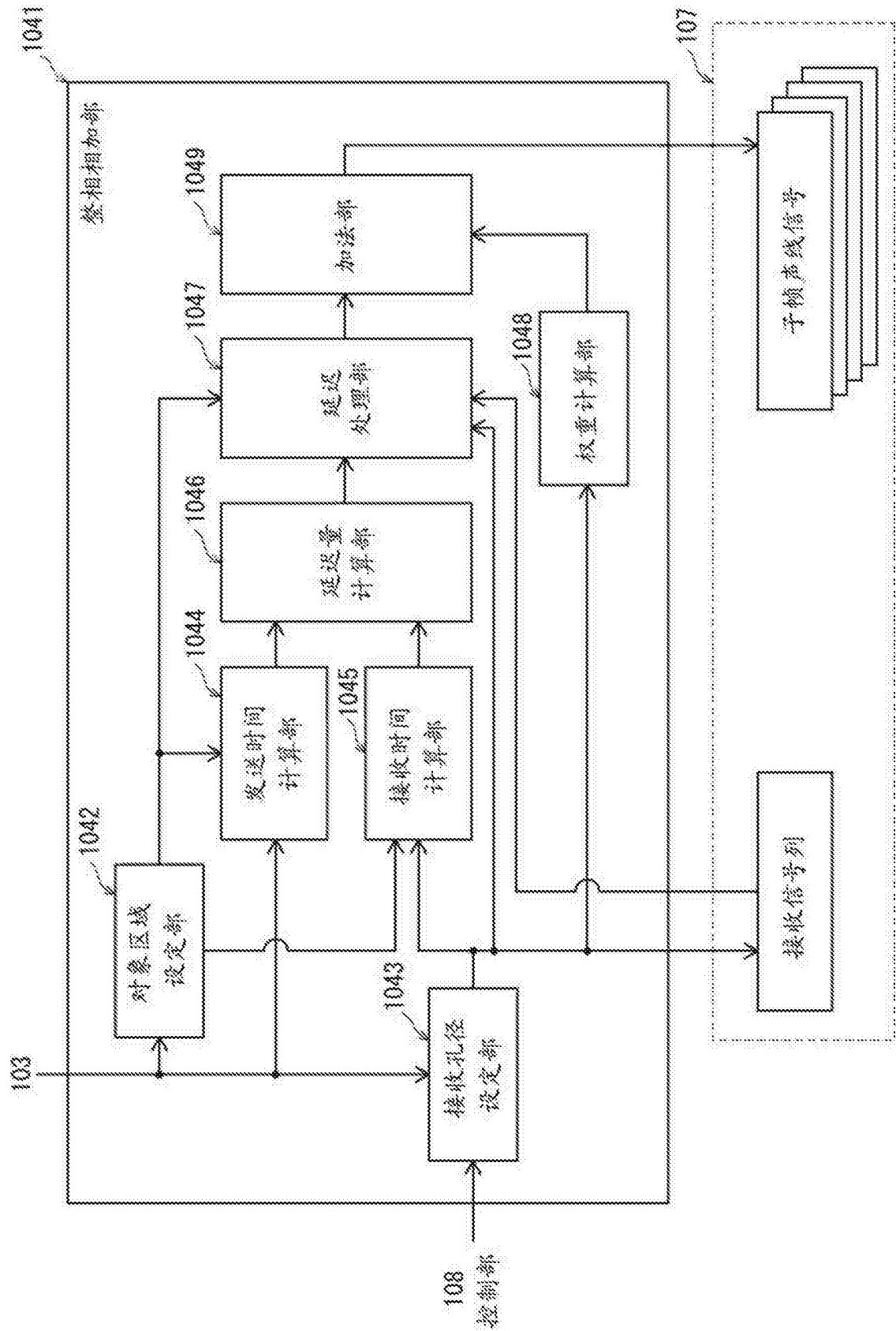


图4

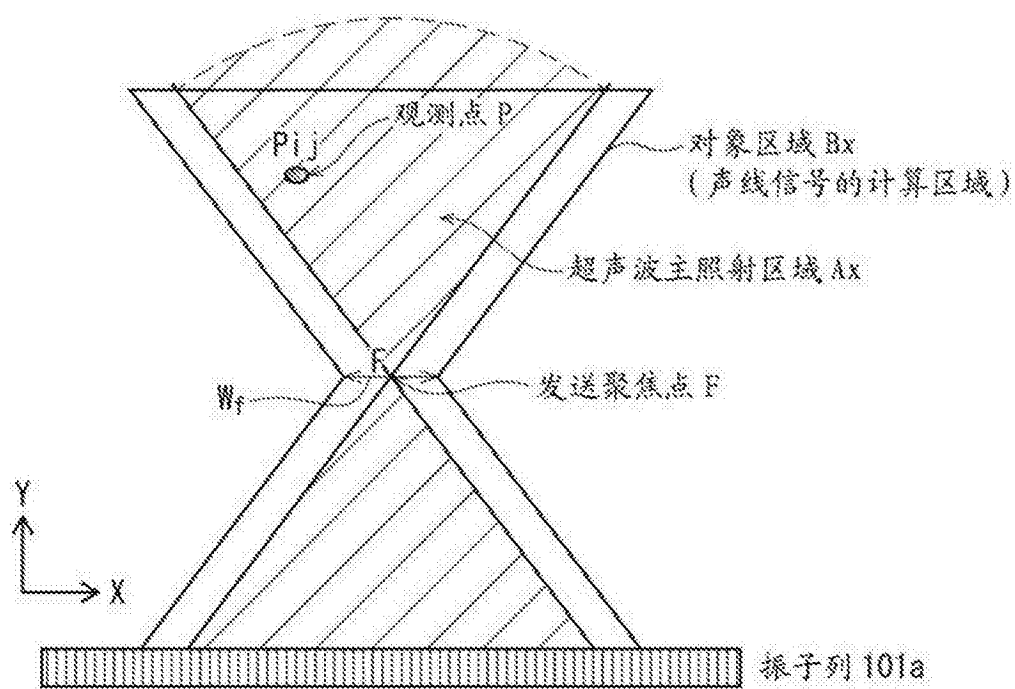


图5

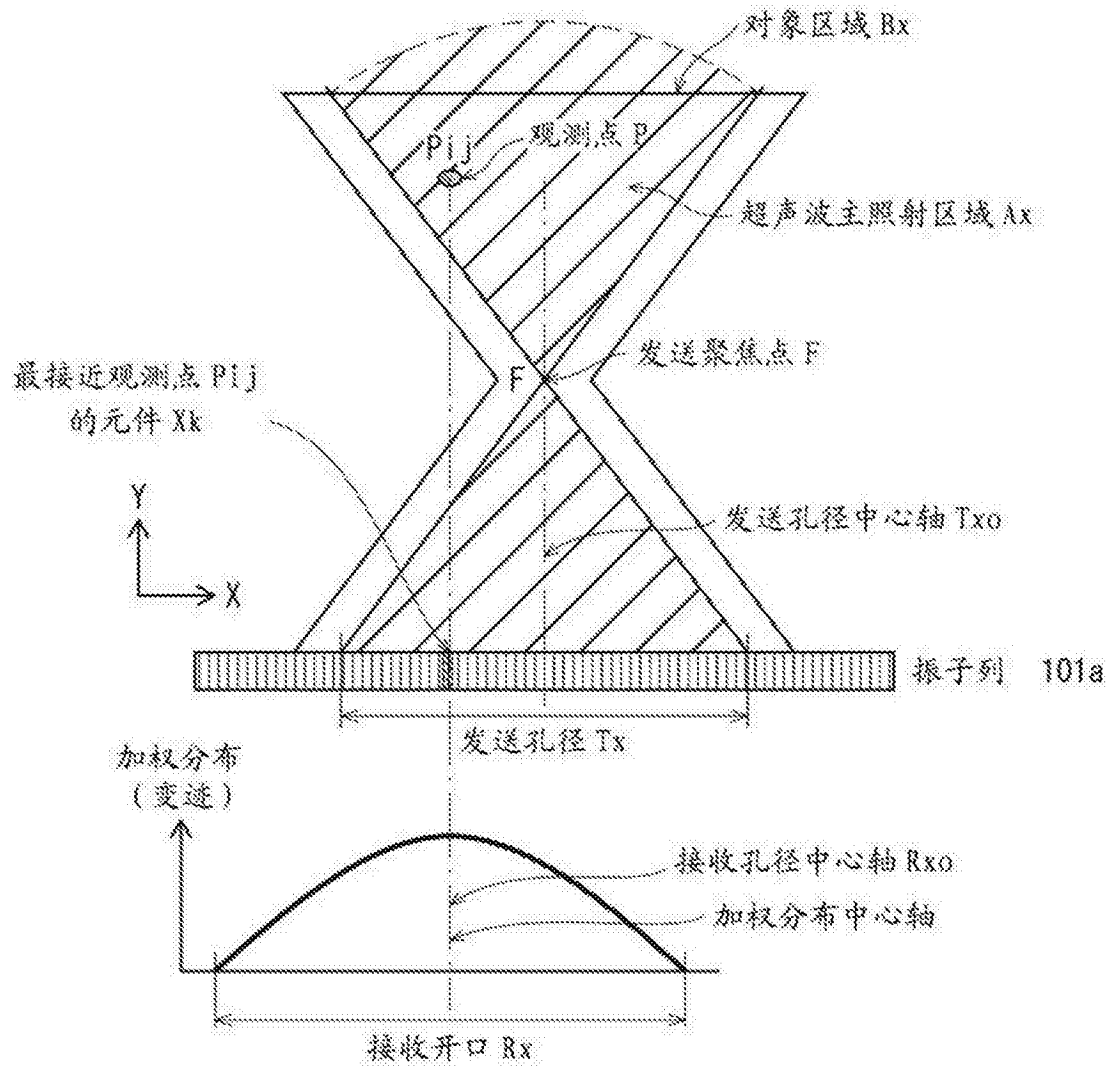
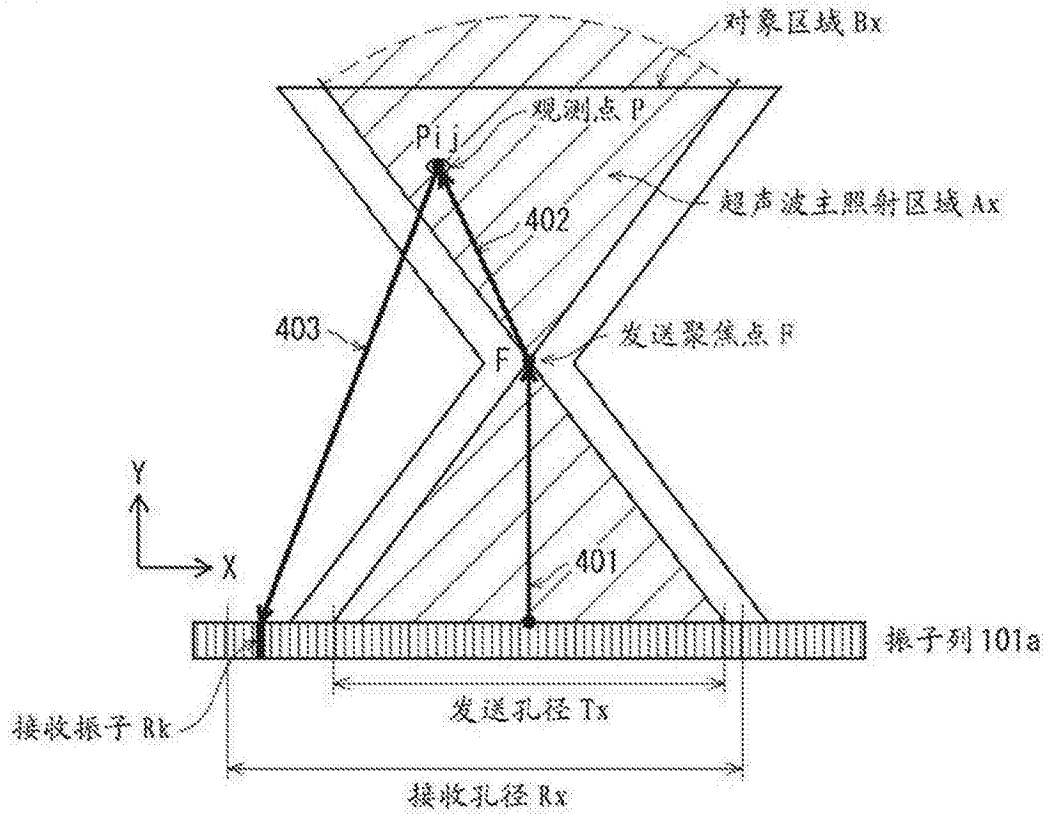


图6

(a)



(b)

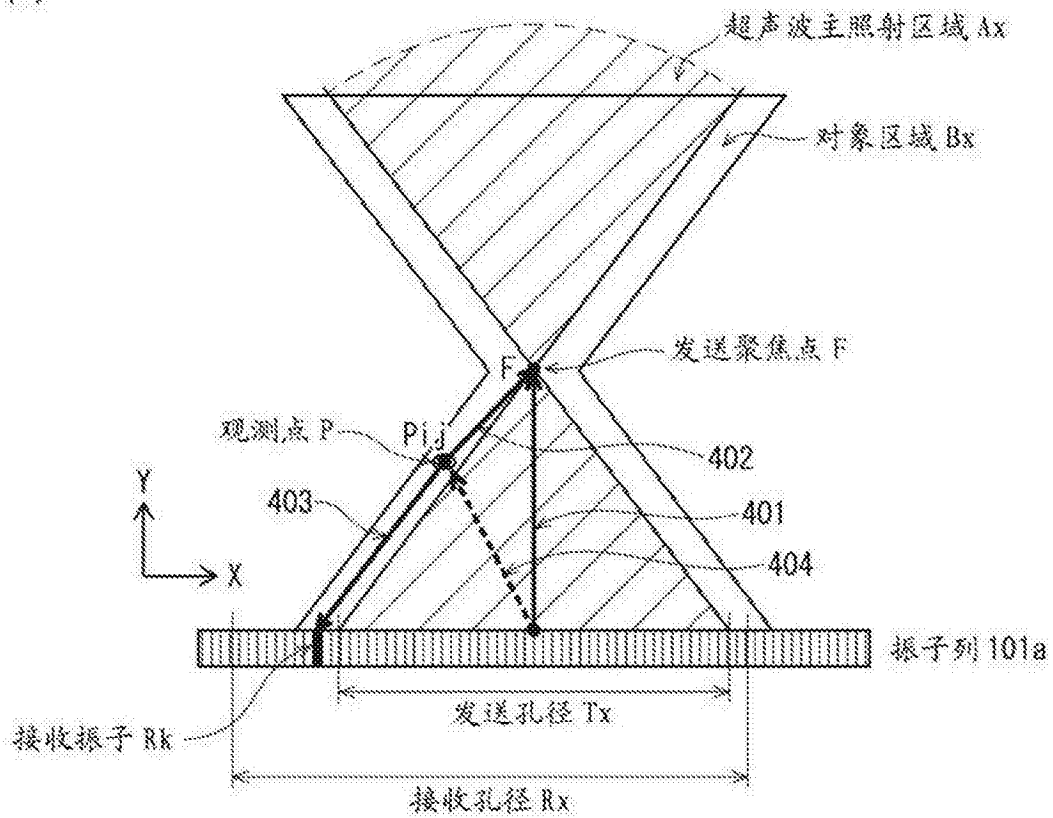


图7

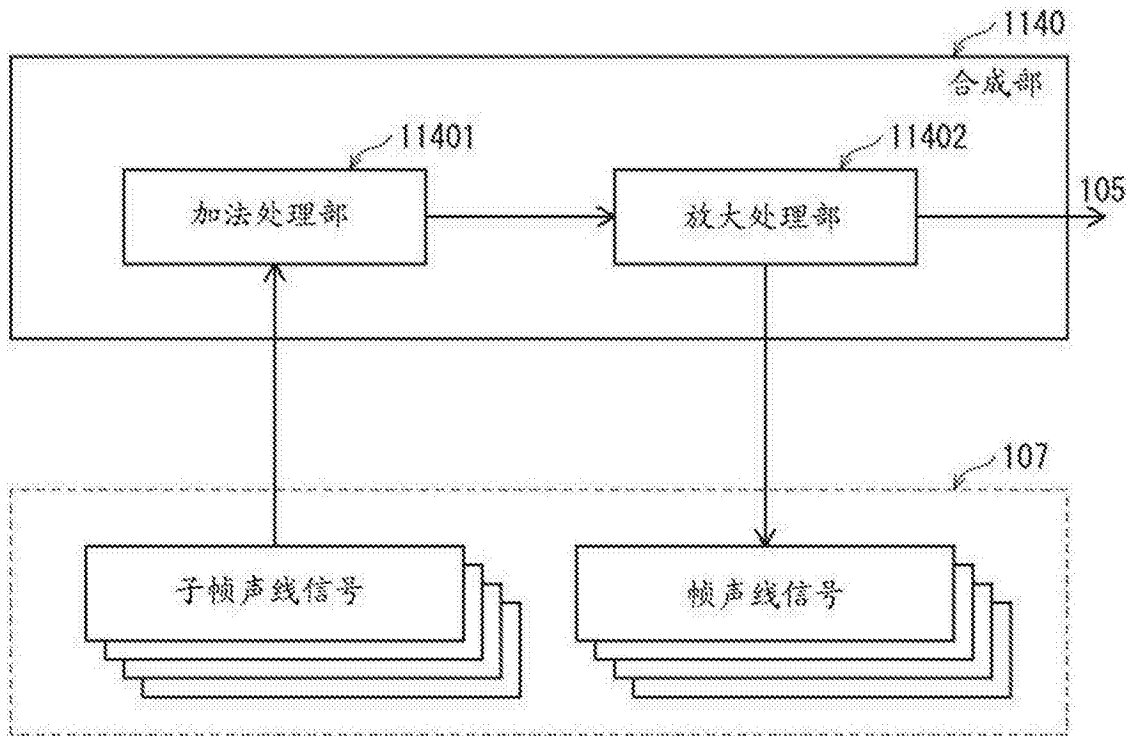


图8

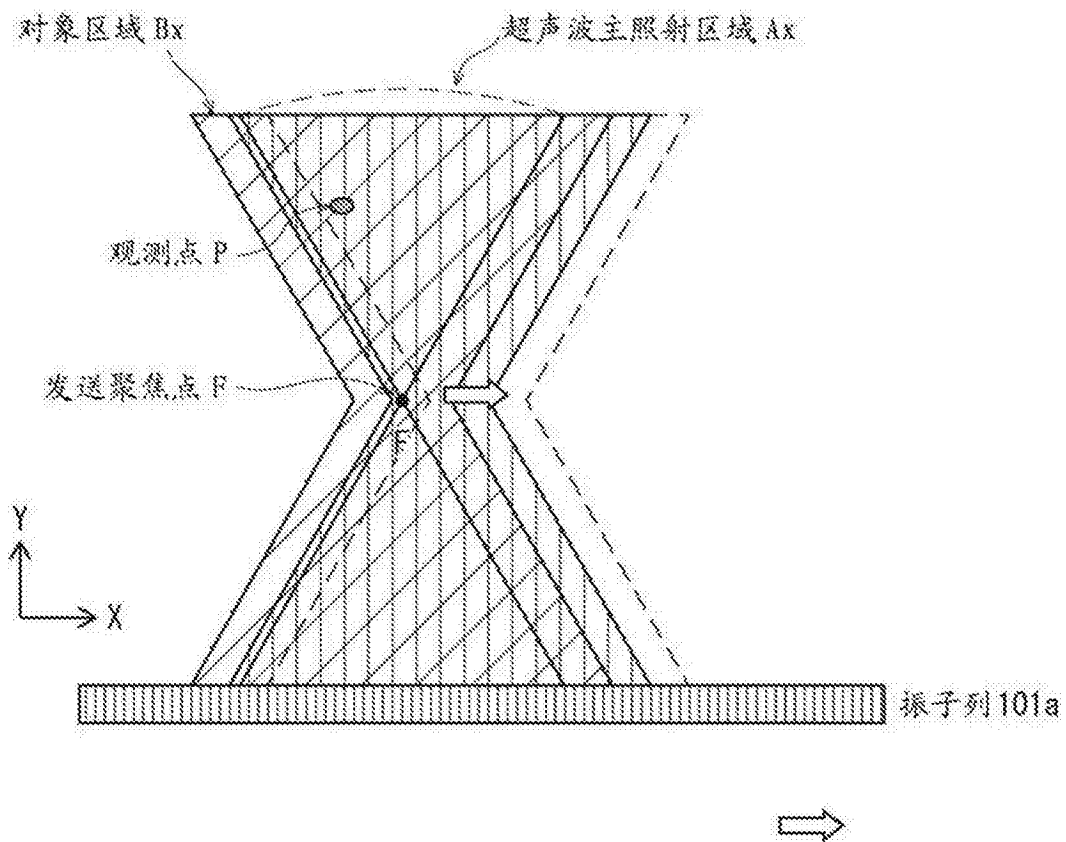


图9

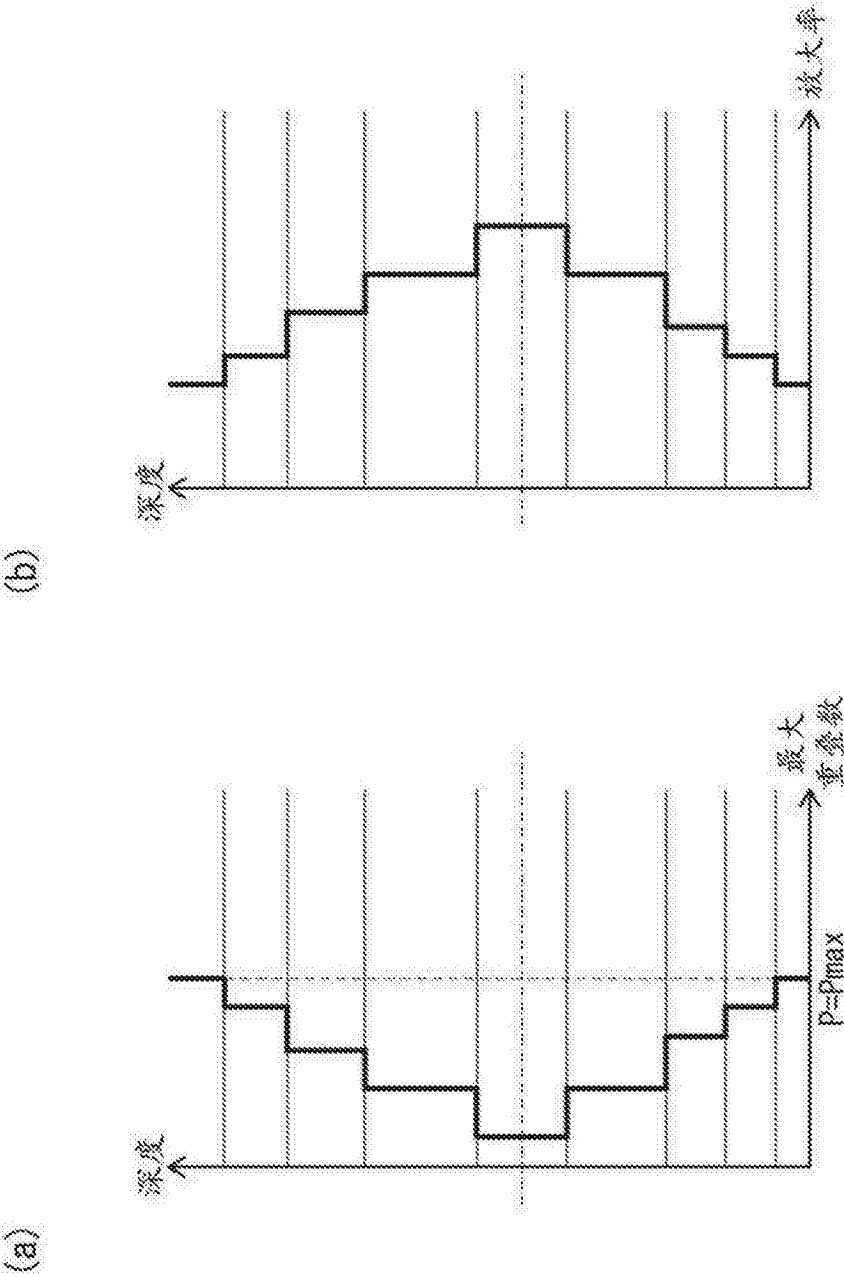


图10

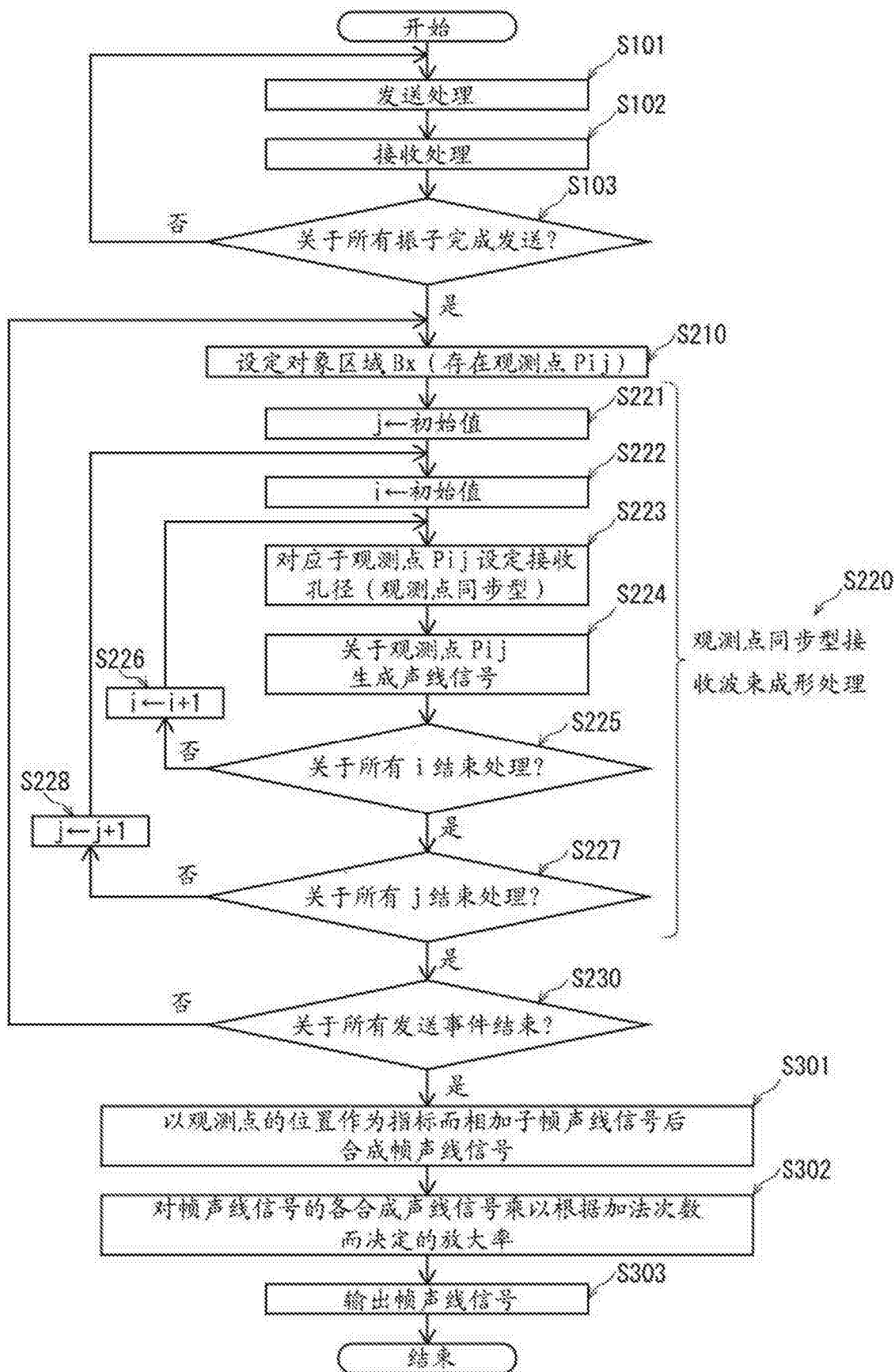


图11

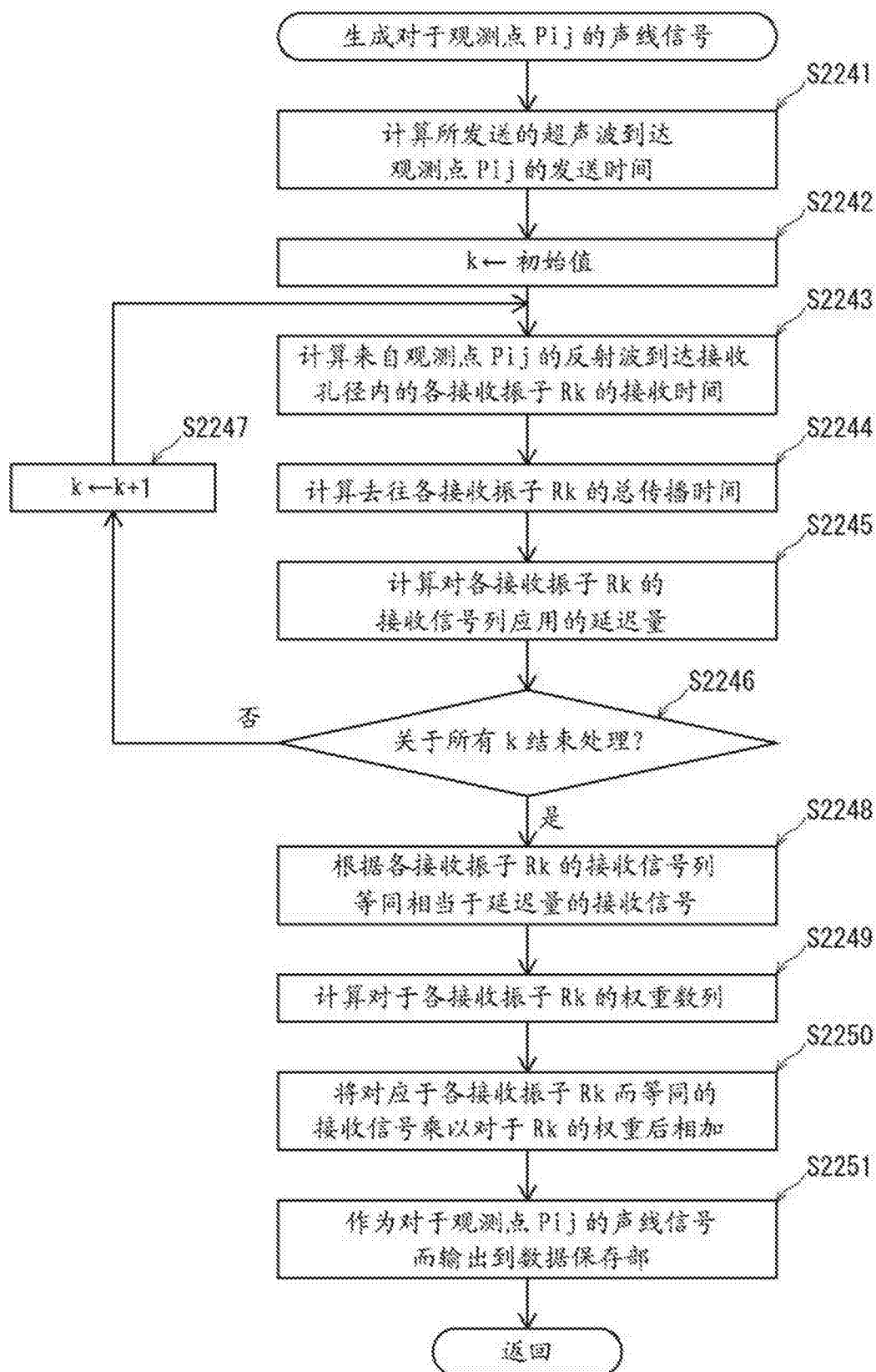


图12

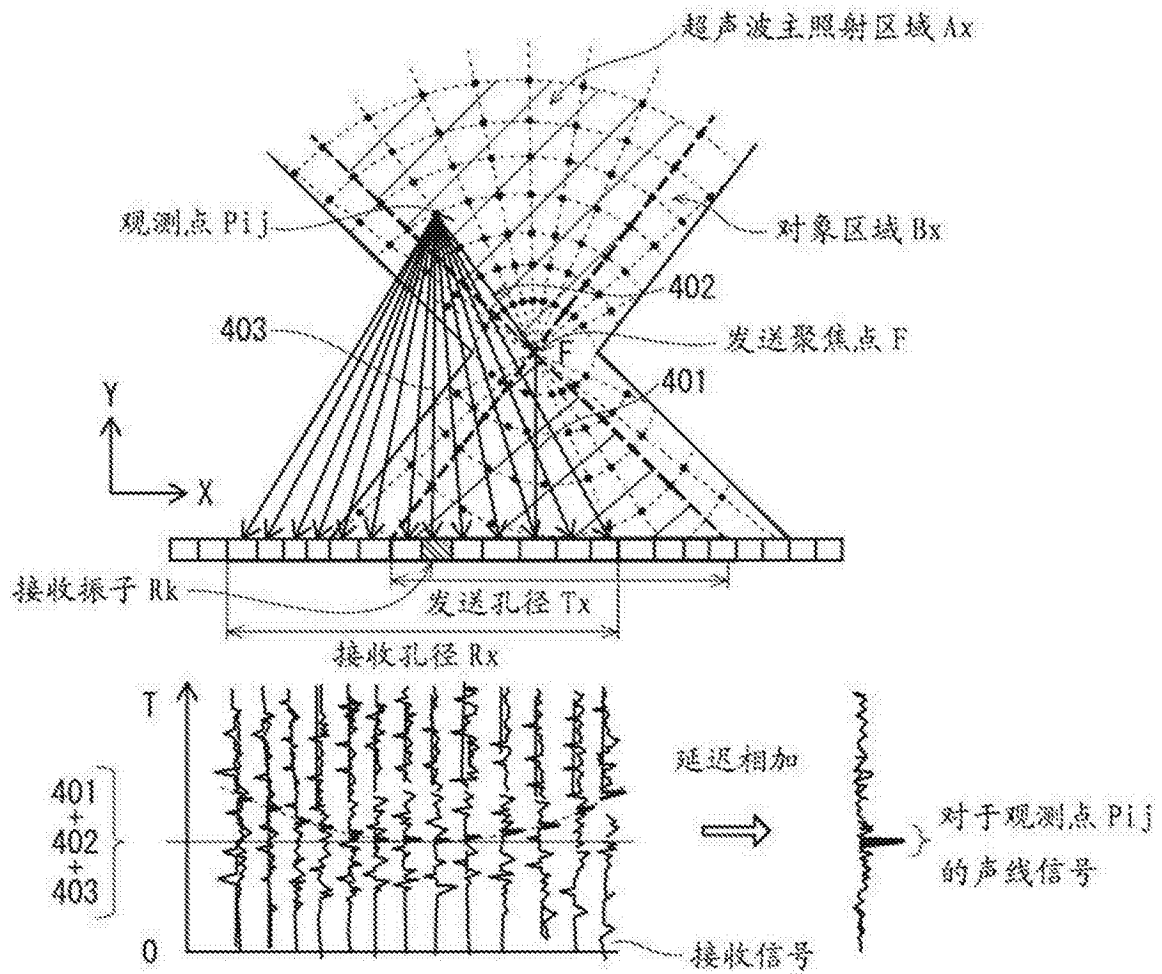


图13

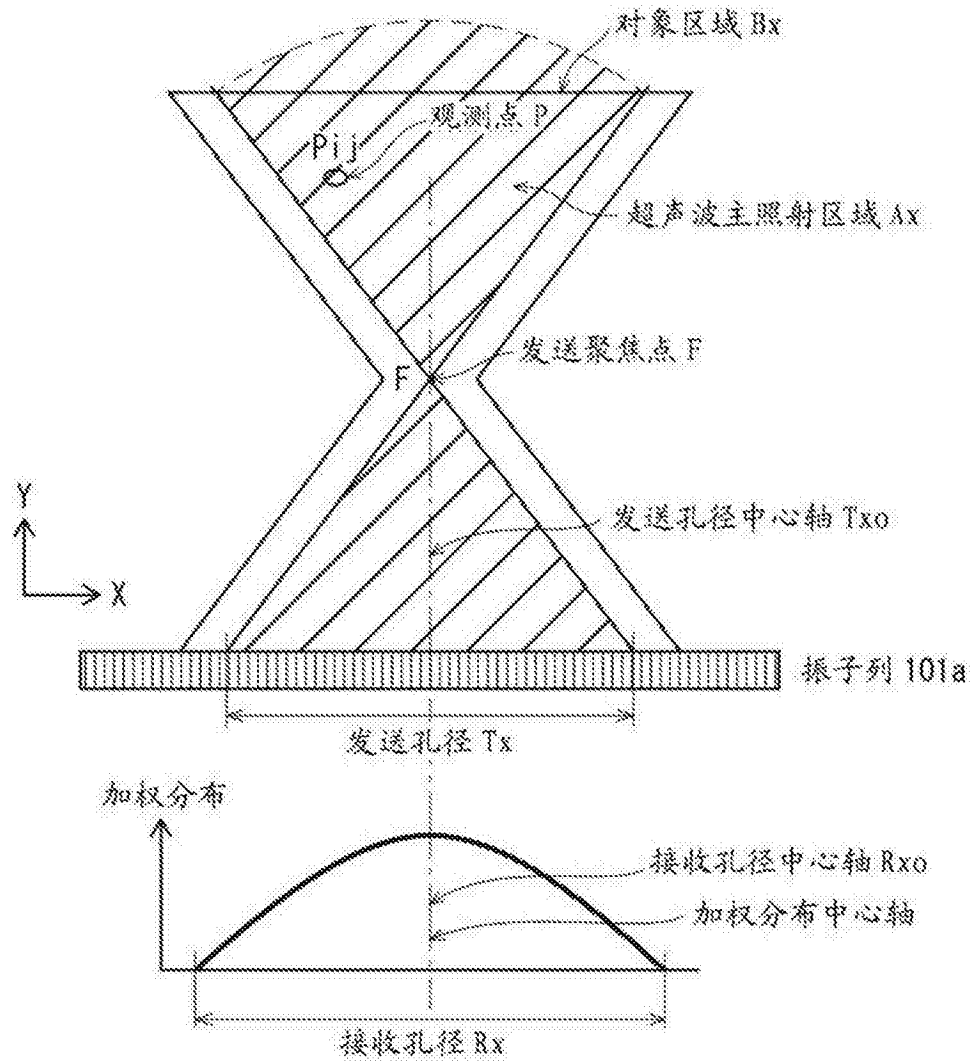


图14

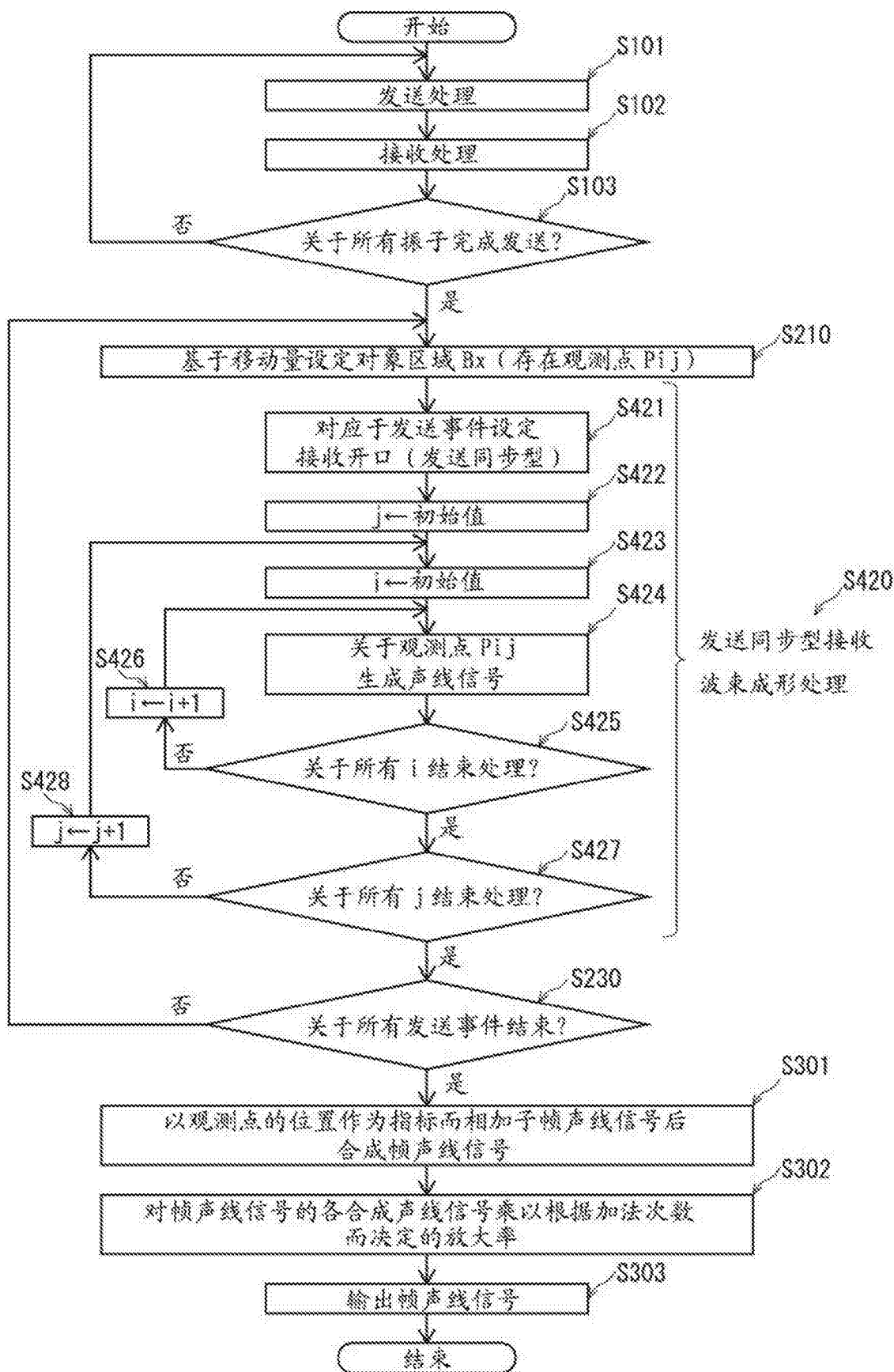


图15

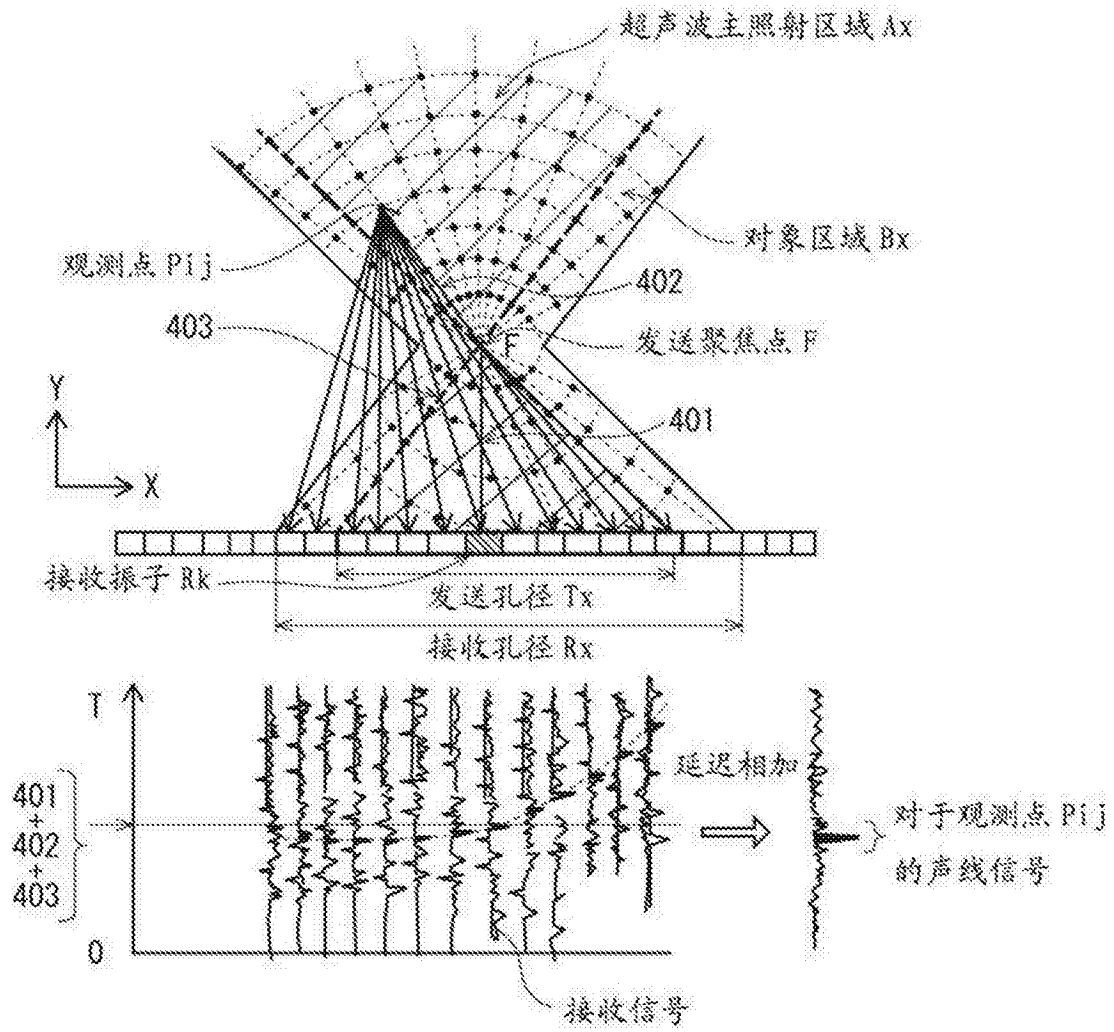


图16

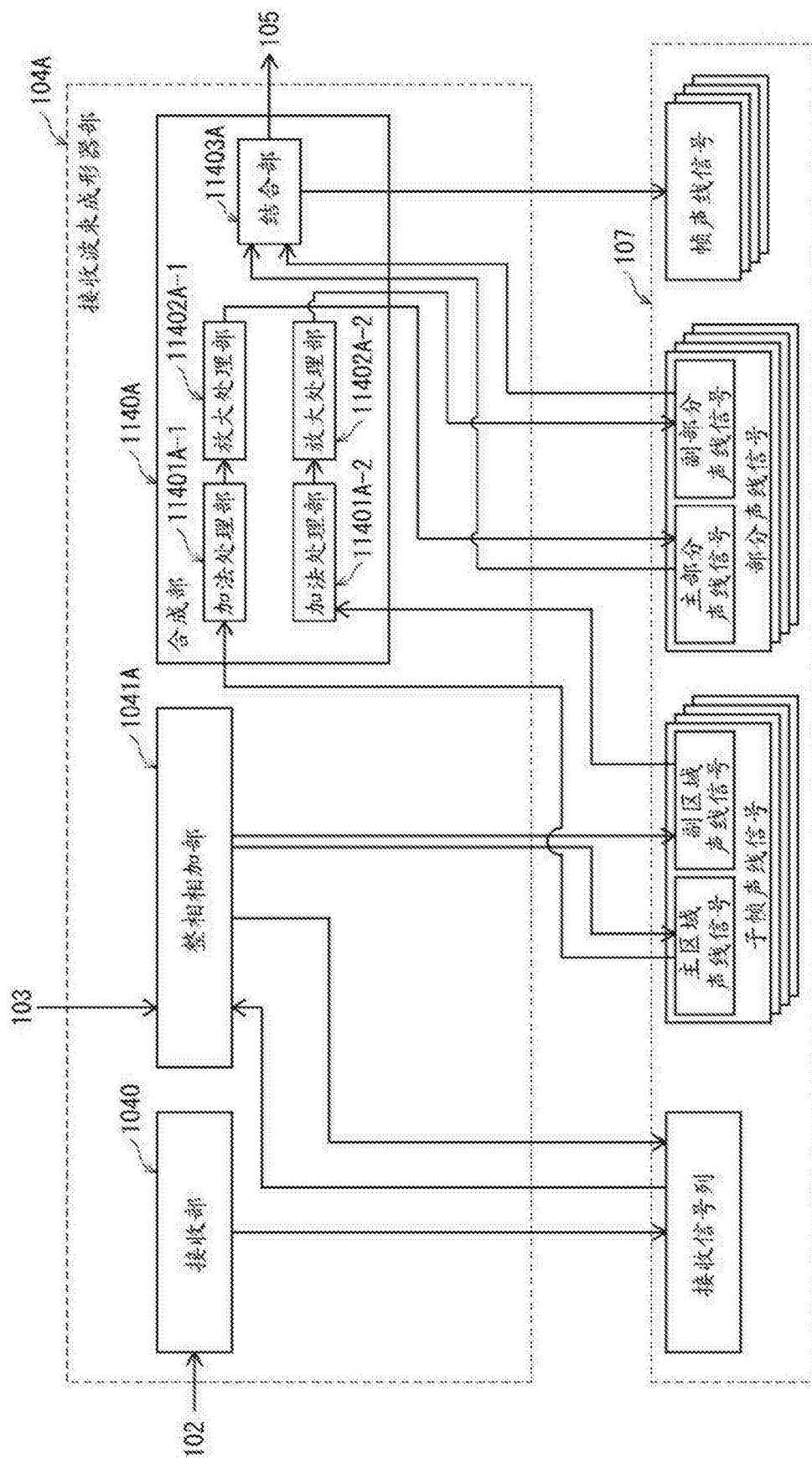


图17

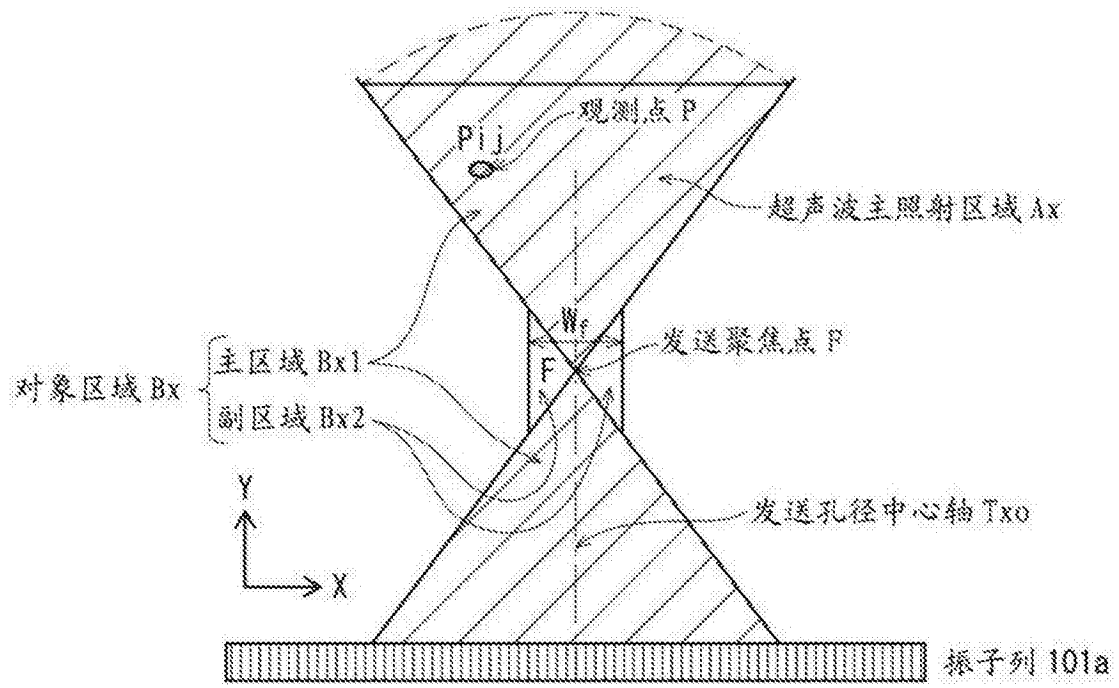
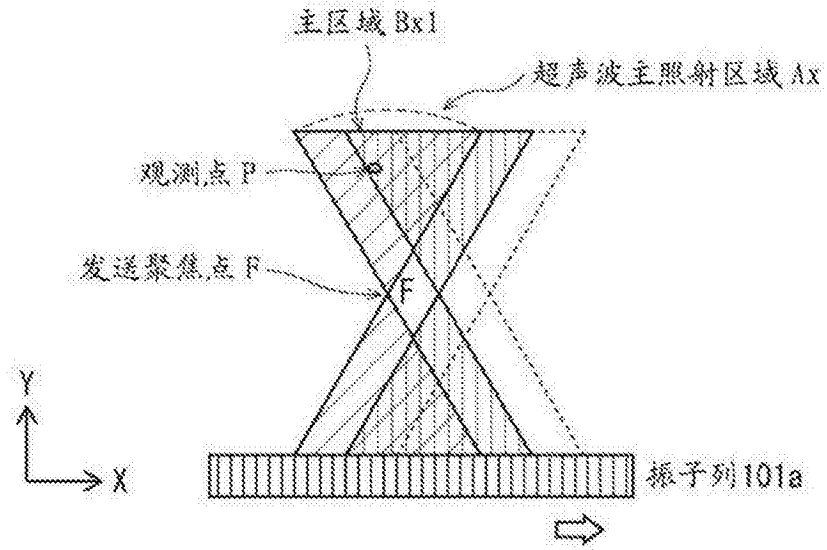
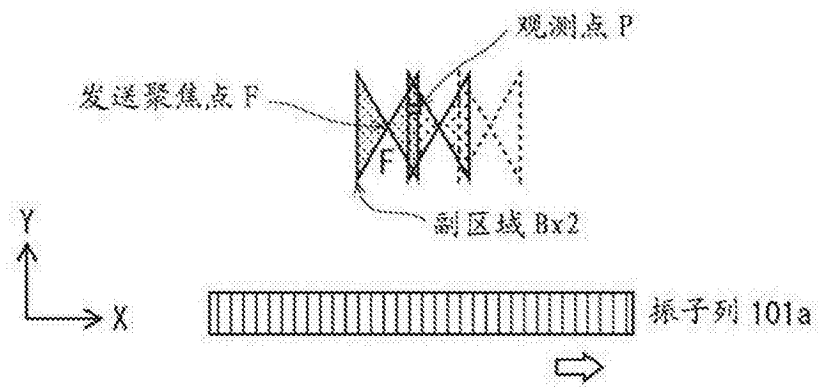


图18

(a)



(b)



(c)

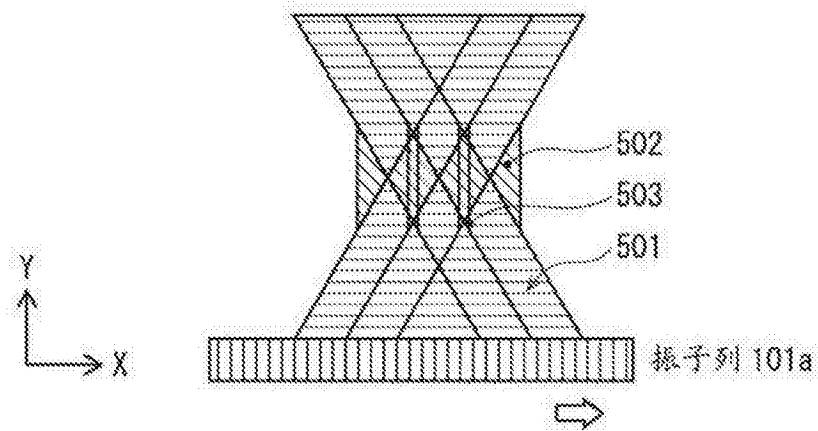


图19

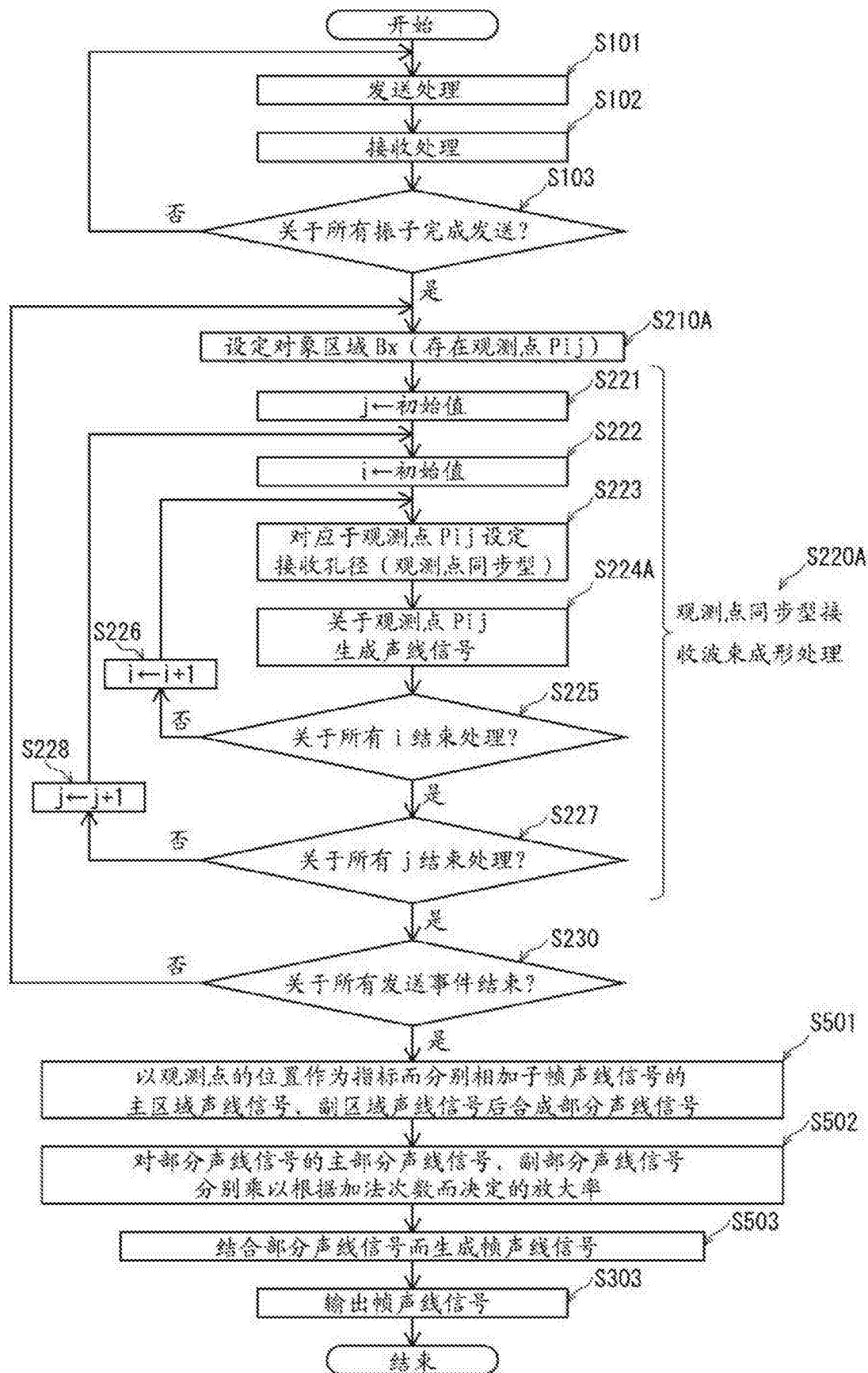


图20

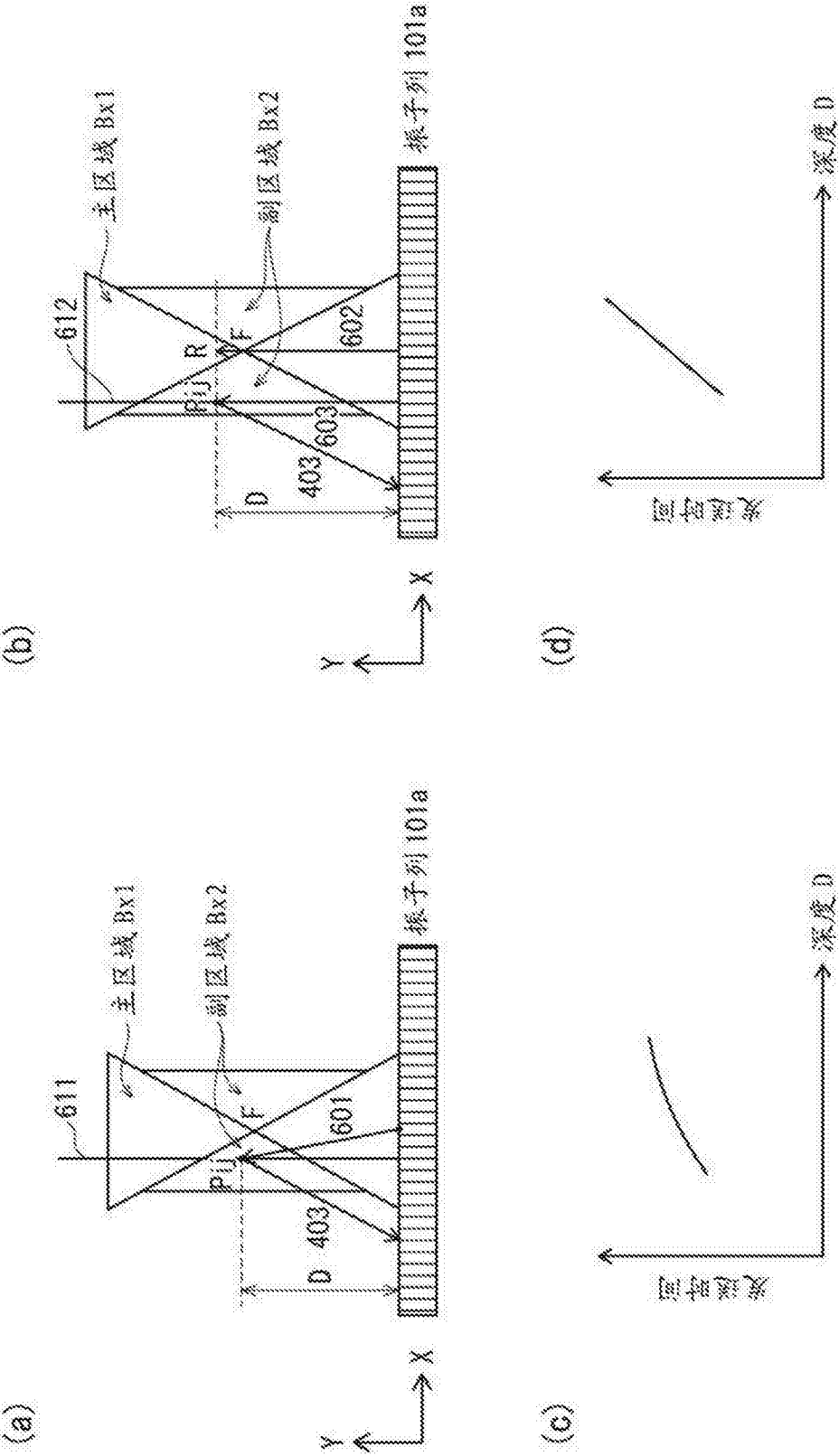


图21

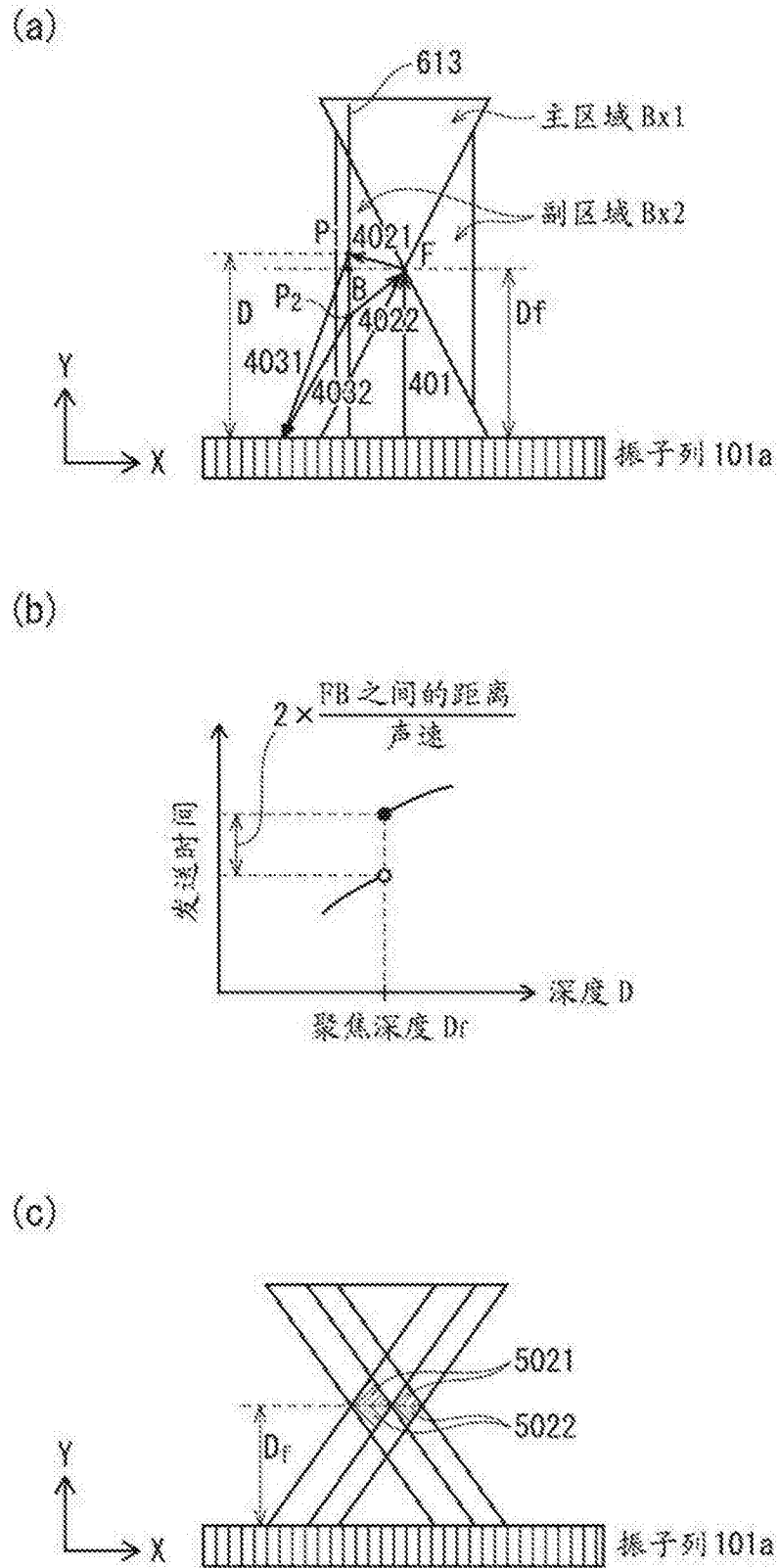


图22

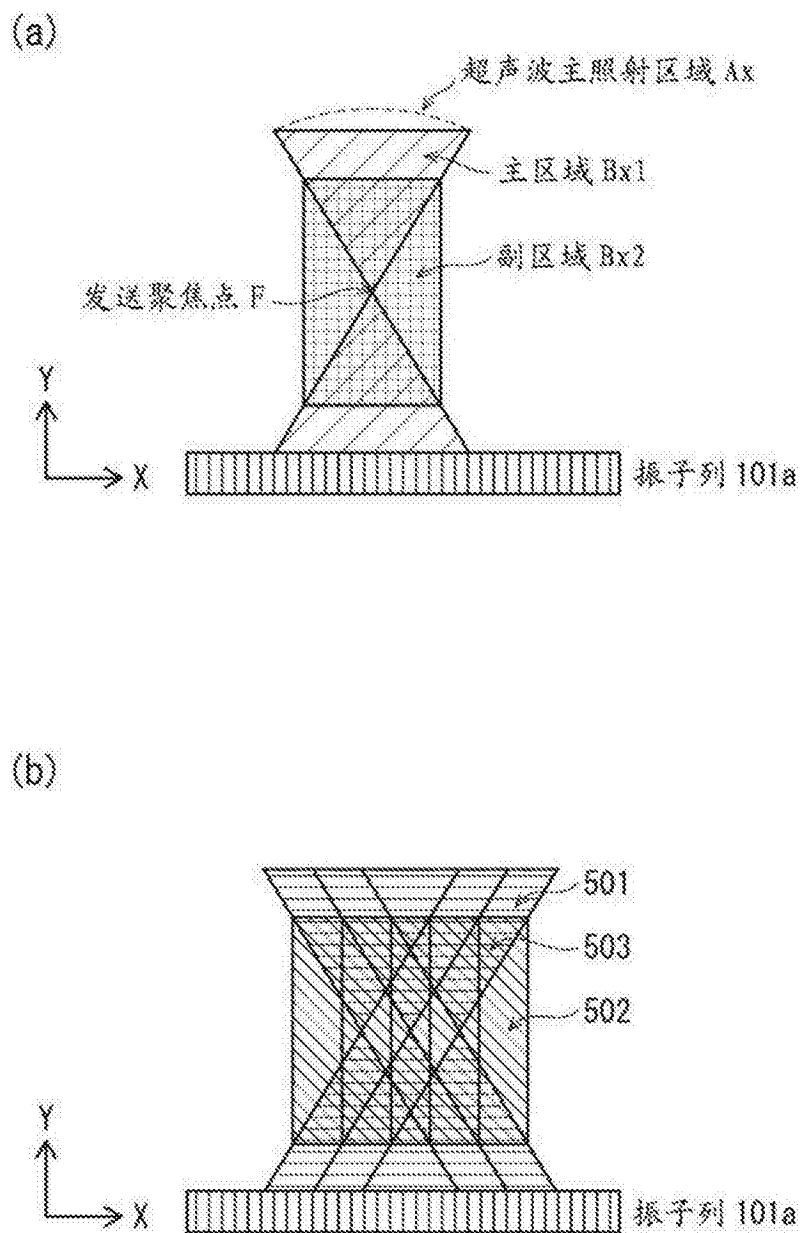


图24

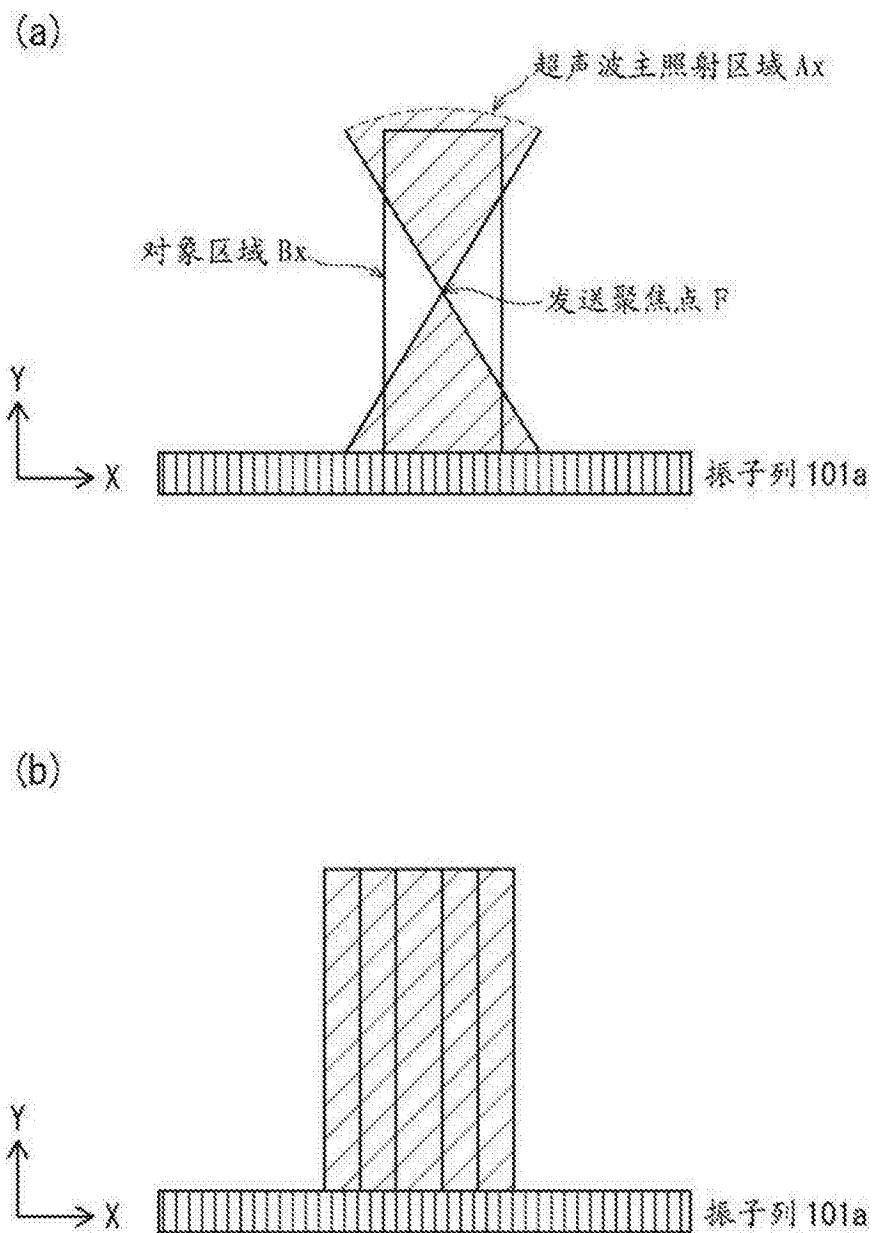


图25

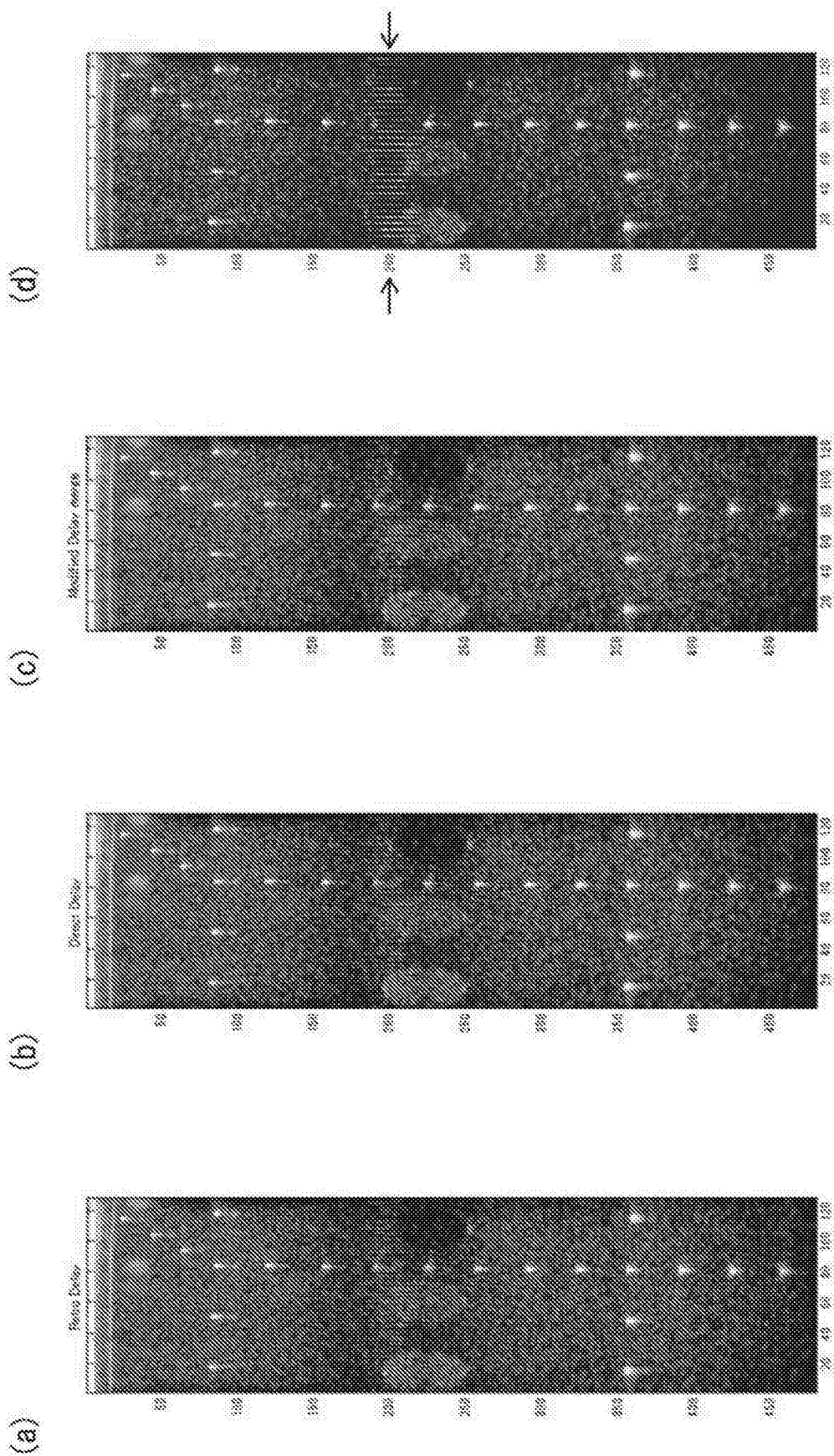


图26

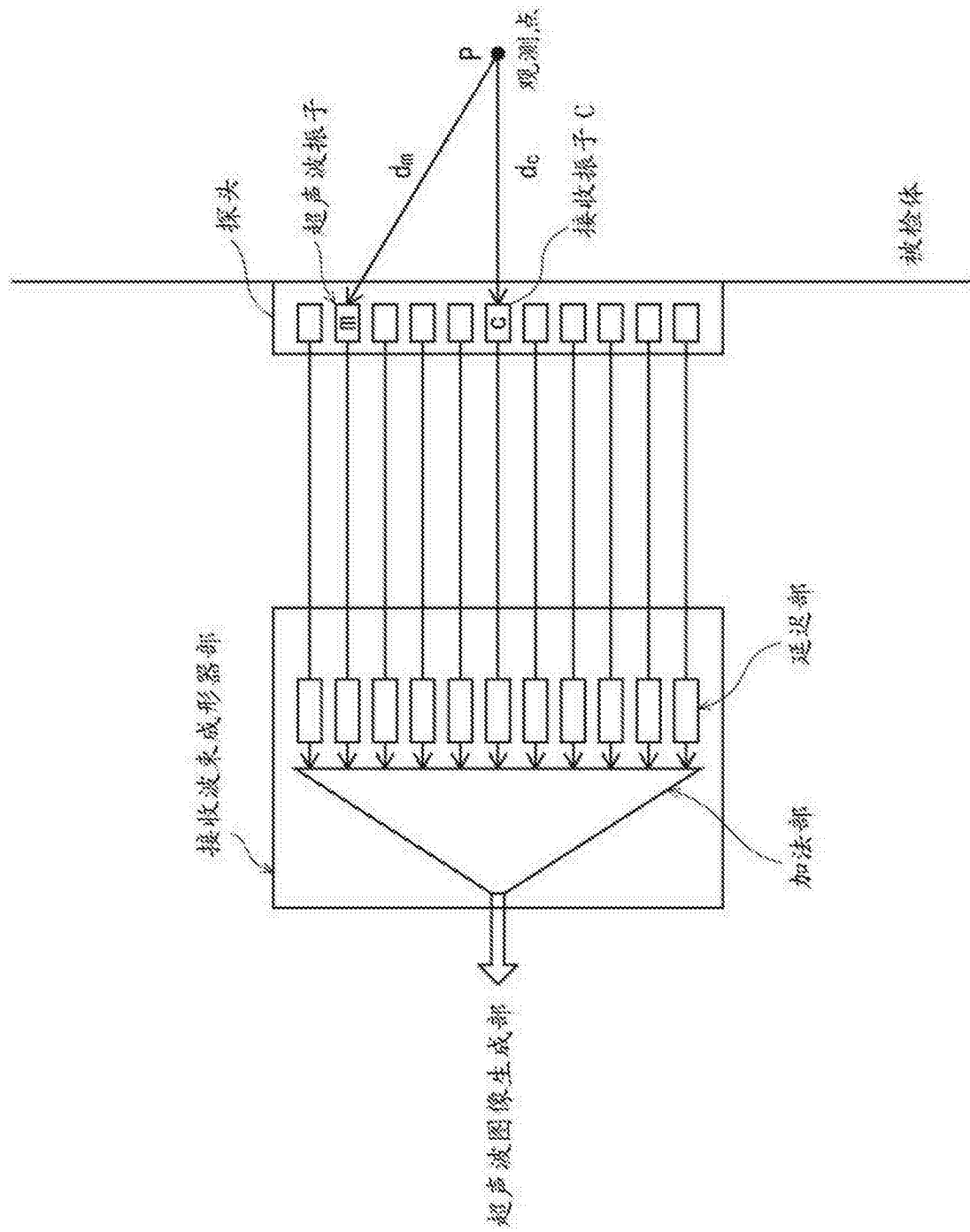


图27

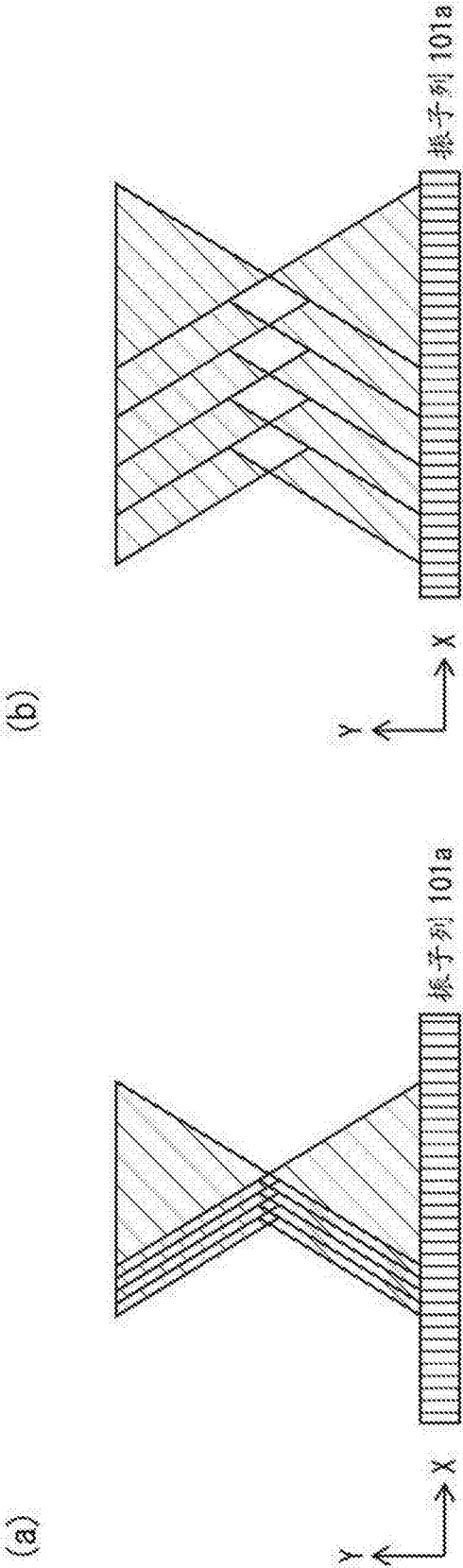


图28

专利名称(译)	超声波信号处理装置、以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN105997137A	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201610169092.5	申请日	2016-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	津岛峰生		
发明人	津岛峰生		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52046 G01S7/52047 G01S7/52095 G01S15/8927 G01S15/8997 G16H30/20 G16H50/20 G06F19/321		
代理人(译)	车玲玲		
优先权	2015066483 2015-03-27 JP		
其他公开文献	CN105997137B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波信号处理装置、以及超声波诊断装置。一种超声波信号处理装置，重复对被检体进行超声波发送的发送事件，与发送事件同步地从被检体接收反射超声波，并根据基于接收到的反射超声波所生成的子帧声线信号而合成帧声线信号，在一次的发送事件中从发送振子列以超声波在被检体中会聚的方式进行发送，并且进行选择使得与发送事件同步地，发送振子列沿列方向以相应于多个振子的移位置进行移动，按每个发送事件，设定包含与在被检体内超声波会聚的部位对应的位置并且与在被检体内超声波会聚的聚焦深度对应的列方向的宽度至少是移位置以上的对象区域，关于对象区域内的观测点生成子帧声线信号。

