



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107569254 A

(43)申请公布日 2018.01.12

(21)申请号 201710518717.9

(22)申请日 2017.06.30

(30)优先权数据

2016-133382 2016.07.05 JP

(71)申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 津岛峰生

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

代理人 张丽

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

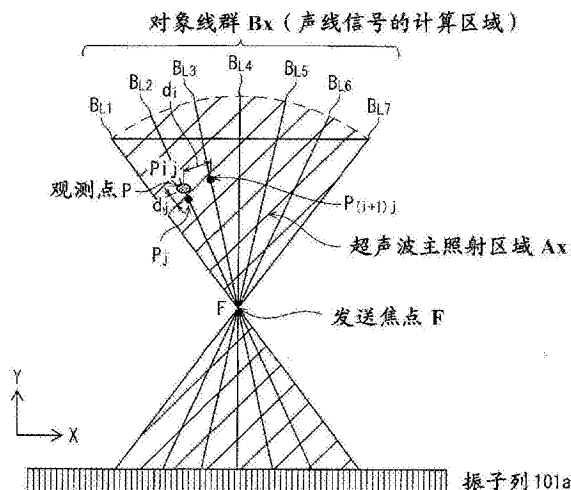
权利要求书2页 说明书22页 附图19页

(54)发明名称

超声波信号处理装置、超声波信号处理方法
以及超声波诊断装置

(57)摘要

本发明涉及超声波信号处理装置、超声波信号处理方法以及超声波诊断装置。超声波信号处理装置具备：发送部，针对每个发送事件变更规定超声波波束所会聚的位置的焦点，同时使所述超声波探测器针对每个发送事件向被检体内发送超声波波束；以及调相加法运算部，针对每个发送事件，关于在由通过焦点的多根对象线构成的对象线群上存在的多个观测点，将基于从各观测点所得到的反射超声波的接收信号列进行调相加法运算来生成子帧声线信号，其中，各对象线是直线，关于对象线上的一个观测点，该一个观测点与存在于同一对象线上的最接近的观测点的距离小于与存在于邻接的对象线上的最接近的观测点的距离。



1. 一种超声波信号处理装置,将使用具备多个振子的超声波探测器向被检体发送会聚型的超声波波束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,将根据接收到的反射超声波所生成的多个声线信号进行合成而得到合成声线信号,该超声波信号处理装置的特征在于,

具备超声波信号处理电路,所述超声波信号处理电路具备:

发送部,针对每个发送事件变更规定超声波波束所会聚的位置的焦点,同时使所述超声波探测器针对每个发送事件向被检体内发送超声波波束;

接收部,与各发送事件同步地,根据所述超声波探测器从所述被检体接收到的反射超声波,生成针对所述超声波探测器的各个振子的接收信号列;

调相加法运算部,针对每个所述发送事件,关于存在于由通过所述焦点的多根对象线构成的对象线群上的多个观测点,对基于从各观测点得到的反射超声波的所述接收信号列进行调相加法运算来生成子帧声线信号;以及

合成部,根据所述调相加法运算部所生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号,

在所述对象线群中包含的各对象线是直线,关于在一根对象线上且从所述焦点起的距离是预定距离以上的一个观测点,该一个观测点与存在于所述一根对象线上的最接近的观测点的距离小于与存在于与所述一根对象线邻接的对象线上的最接近的观测点的距离。

2. 根据权利要求1所述的超声波信号处理装置,其特征在于,

所述对象线群由与所述超声波探测器的振子排列的方向正交的对象线构成。

3. 根据权利要求1或者2所述的超声波信号处理装置,其特征在于,

所述发送部从排列设置于所述超声波探测器的多个振子选择用于发送所述超声波波束的发送振子列,

所述对象线群包括通过所述发送振子列的一端的对象线和通过所述发送振子列的另一端的对象线。

4. 根据权利要求3所述的超声波信号处理装置,其特征在于,

所述对象线全部通过所述发送振子列。

5. 根据权利要求1至4中的任意一项所述的超声波信号处理装置,其特征在于,

相同深度下的多个观测点相对所述超声波探测器的振子排列的方向等间隔地排列。

6. 根据权利要求1至4中的任意一项所述的超声波信号处理装置,其特征在于,

在所述对象线群中包含的两根邻接的对象线所成的角是固定的。

7. 根据权利要求1至6中的任意一项所述的超声波信号处理装置,其特征在于,

关于所发送的超声波到达各观测点的发送时间,所述调相加法运算部在所述观测点的深度是在所述被检体内超声波所会聚的焦深以上的情况下,将所发送的超声波从所述发送振子列到达至所述焦点的第一时间和从所述基准点到达所述观测点的第二时间的总和计算为发送时间,在所述观测点的深度小于在所述被检体内超声波所会聚的焦深的情况下,将从所述第一时间减去所述第二时间而得到的结果计算为发送时间。

8. 根据权利要求1至7中的任意一项所述的超声波信号处理装置,其特征在于,

在所述对象线群中包含的对象线的数量是三根以上。

9. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探测器;以及

权利要求1至7所记载的任意一个超声波信号处理装置。

10.一种超声波信号处理方法,将使用具备多个振子的超声波探测器向被检体发送会聚型的超声波波束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,将根据接收到的反射超声波所生成的多个声线信号进行合成而得到合成声线信号,该超声波信号处理方法的特征在于,

针对每个发送事件变更规定超声波波束所会聚的位置的焦点,同时使所述超声波探测器针对每个发送事件向被检体内发送超声波波束,

与各发送事件同步地,根据所述超声波探测器从所述被检体接收到的反射超声波,生成针对所述超声波探测器的各个振子的接收信号列,

针对每个所述发送事件,关于存在于由通过所述焦点的多根对象线构成的对象线群上的多个观测点,对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调相加法运算来生成子帧声线信号,

根据所述调相加法运算部所生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号,

其中,在所述对象线群中包含的各对象线是直线,关于在一根对象线上且从所述焦点起的距离是预定距离以上的一个观测点,该一个观测点与存在于所述一根对象线上的最接近的观测点的距离小于与存在于与所述一根对象线邻接的对象线上的最接近的观测点的距离。

超声波信号处理装置、超声波信号处理方法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该超声波信号处理装置的超声波诊断装置,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测器(以后设为“探测器”)向被检体内部发送超声波,接收由于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,根据从该接收所得到的电信号,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于监视器(以后设为“显示部”)上。超声波诊断装置向被检体的侵袭性少,能够实时地通过断层图像等观察体内组织的状态,所以广泛用于生物体的形态诊断。

[0003] 在现有的超声波诊断装置中,作为基于所接收到的反射超声波的信号的接收波束成形方法,一般使用被称为调相加法运算法的方法(例如非专利文献1)。在该方法中,一般在通过多个振子向被检体发送超声波时进行发送波束成形,以使得在被检体的某个深度下使超声波波束聚焦。另外,如图14(a)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,仅能够生成处于发送超声波波束的中心轴上的一根或者少数根声线信号,超声波的利用效率差。另外,在观测点处于远离焦点附近的位置的情况下,还存在所得到的声线信号的空间分辨率以及信号S/N比变低的问题。

[0004] 相对于此,考虑通过合成开口法(Synthetic Aperture Method,合成孔径法)在发送焦点附近以外的区域也得到空间分辨率高的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,通过对采用超声波发送波的传播路径、和基于该传播路径的反射波向振子的到达时间这两方进行延迟控制,能够进行还反映了来自位于除了发送焦点附近以外的超声波主照射区域的反射超声波的接收波束成形。其结果,能够从一次超声波发送事件针对超声波主照射区域整体生成声线信号。此外,超声波主照射区域是指在区域内的所有点从构成发送振子列的各振子发送出的超声波的相位一致的区域。另外,在合成开口法中,通过根据从多个发送事件得到的针对同一观测点的多个接收信号虚拟地使发送聚焦对准,相比于非专利文献1记载的接收波束成形方法,能够得到空间分辨率以及S/N比高的超声波图像。

[0005] 现有技术文献

[0006] 非专利文献1:伊東正安、望月剛共著「超音波診断装置」コロナ社出版、2002年8月26日(P42-P45)

[0007] 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

发明内容

[0008] 在合成开口法中,根据超声波利用效率和分辨率提高的观点,优选在一次超声波发送事件中生成声线信号的区域(以下称为“对象区域”)的面积大,更优选将超声波主照射区域整个区域作为对象区域。然而,在对象区域的面积变大时,存在于其内部的观测点的数量与对象区域的面积成比例地增加,所以考虑了发送和接收的延迟的调相加法运算的运算量增加。因此,在超声波主照射区域的面积变大时,为了高速地进行调相加法运算的运算处理,需要运算处理能力高的硬件,产生超声波诊断装置的成本增加的问题。另一方面,在仅仅减小对象区域的振子所排列的方向的宽度来削减其面积时,有时空间分辨率以及S/N比提高得不够。

[0009] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种在使用会聚型的发送波束成形的合成开口法中能够抑制空间分辨率以及S/N比降低并且削减调相加法运算的运算量的超声波信号处理装置、以及使用该超声波信号处理装置的超声波诊断装置。

[0010] 本发明的一个方案的超声波信号处理装置将使用具备多个振子的超声波探测器向被检体发送会聚型的超声波波束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,将根据接收到的反射超声波所生成的多个声线信号进行合成而得到合成声线信号,该超声波信号处理装置的特征在于,具备超声波信号处理电路,所述超声波信号处理电路具备:发送部,针对每个发送事件变更规定超声波波束所会聚的位置的焦点,同时使所述超声波探测器针对每个发送事件向被检体内发送超声波波束;接收部,与各发送事件同步地,根据所述超声波探测器从所述被检体接收到的反射超声波,生成针对所述超声波探测器的各个振子的接收信号列;调相加法运算部,针对每个所述发送事件,关于存在于由通过所述焦点的多根对象线构成的对象线群上的多个观测点,对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调相加法运算来生成子帧声线信号;以及合成部,根据所述调相加法运算部所生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号,在所述对象线群中包含的各对象线是直线,关于在一根对象线上且从所述焦点起的距离是预定距离以上的一个观测点,该一个观测点与存在于所述一根对象线上的最接近的观测点的距离小于与存在于与所述一根对象线邻接的对象线上的最接近的观测点的距离。

[0011] 根据本发明的一个方案的超声波信号处理装置、以及使用该超声波信号处理装置的超声波诊断装置,能够遏止帧声线信号的空间分辨率以及S/N比降低并且削减观测点的数量,能够削减采用发送和接收的延迟的调相加法运算的运算量。

附图说明

[0012] 图1是表示实施方式的超声波诊断装置100的结构的功能框图。

[0013] 图2是表示实施方式的利用发送波束成形器部103成形的超声波发送波的传播路径的示意图。

[0014] 图3是表示实施方式的接收波束成形器部104的结构的功能框图。

[0015] 图4是表示实施方式的调相加法运算部1041的结构的功能框图。

[0016] 图5是表示实施方式的对象线群Bx的示意图。

[0017] 图6是表示实施方式的通过接收开口设定部1043设定的接收开口Rx和发送开口Tx的关系的示意图。

[0018] 图7是表示实施方式的从发送开口Tx经由观测点P_{ij}到达接收振子R_k的超声波的

传播路径的示意图。

[0019] 图8是表示实施方式的合成部1140的结构的功能框图。

[0020] 图9是表示实施方式的加法运算处理部11401中的对合成声线信号进行合成的处理的示意图。

[0021] 图10是表示实施方式的合成声线信号中的最大叠加数、和放大处理部11402中的放大处理的概要的示意图。

[0022] 图11是表示实施方式的接收波束成形器部104的波束成形处理动作的流程图。

[0023] 图12是表示实施方式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。

[0024] 图13是用于说明实施方式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。

[0025] 图14(a)～(c)是表示比较例1～3的对象区域的形状的示意图。

[0026] 图15(a)～(d)是通过实施例以及比较例1～3的接收波束成形得到的超声波图像。

[0027] 图16(a)～(d)是表示实施例以及比较例1～3中的超声波波束的行进方向和观测点的关系的示意图。

[0028] 图17是表示变形例1的通过Tx接收开口设定部设定的接收开口Rx和发送开口Tx的关系的示意图。

[0029] 图18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。

[0030] 图19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。

[0031] 图20是表示实施方式的对象线群Bx的其它例的示意图。

[0032] (符号说明)

[0033] 1000:超声波诊断系统;100:超声波诊断装置;101:探测器;101a:振子;102:多路复用器部;103:发送波束成形器部;1031:发送部;104、104A:接收波束成形器部;1040:接收部;1041、1041A:调相加法运算部;1042、1042A:对象线群设定部;1043、1043A:接收开口设定部;1044:发送时间计算部;1045:接收时间计算部;1046:延迟量计算部;1047:延迟处理部;1048:权重计算部;1049:加法运算部;1140、1140A:合成部;11401、11401A:加法运算处理部;11402、11402A:放大处理部;11403A:结合部;105:超声波图像生成部;106:显示部;107:数据保存部;108:控制部;150:超声波信号处理装置。

具体实施方式

[0034] 《达成用于实施发明的方式的经过》

[0035] 发明人为了在使用合成开口法的超声波诊断装置中遏止声线信号的空间分辨率以及S/N比(以下称为“声线信号的品质”)降低并且削减运算量,进行了各种研究。

[0036] 一般在会聚型的发送波束成形中,以在被检体的某个深度(以下称为“焦深”)下使波前会聚以使得超声波波束聚焦。因此,通过一次超声波的发送(发送事件),从在超声波发送中使用的多个振子(以下设为“发送振子列”)向超声波主照射区域主要照射超声波。在发送焦点是一点的情况下,超声波主照射区域为将发送振子列作为底边并用从底边的两端的

各个端通过发送焦点的两个直线包围的沙漏时钟形状的区域,波前为以发送焦点为中心的圆弧状。此外,不限于超声波波束一定在一点聚焦,例如,还有仅会聚到以与1.5个振子至几个振子相应的量的程度聚焦的区域的情况,但在该情况下,超声波主照射区域直至焦深为止列向的宽度变得狭窄,在焦深下为聚焦区域的列向的宽度,比焦深深的区域再次成为列向变宽的形状。此外,在该情况下,为便于说明,将焦深下的聚焦区域的中心点规定为“焦点”。即,无论是否为一点聚焦,超声波主照射区域都为如下形状:在焦深下会聚到焦点或者其附近,在其以外的深度下,离焦深的距离越远,列向(元件的排列方向)的宽度越宽。

[0037] 在合成开口法中,在一次发送事件中能够对超声波主照射区域的整个区域设定观测点,所以优选将超声波主照射区域整个区域作为对象区域。因为无法将在一个发送事件中生成超声波图像的区域(以下称为“着眼区域”)整体作为对象区域,所以为了生成一帧超声波图像,进行对象区域不同的多个发送事件。因此,根据超声波的利用效率的观点,一个发送事件中的对象区域优选增大超声波主照射区域内的面积。另外,一般而言,为了提高空间分辨率、信号S/N比,优选连续的两个发送事件的对象区域的重复面积大。

[0038] 然而,在对象区域中包含的观测点的数量与对象区域的面积成比例,所以为了保存调相加法运算的运算量以及调相加法运算后的声线信号所需的存储量必然与对象区域的面积成比例。因此,对象区域的面积增大直接导致超声波诊断装置需要的存储量增大。另外,在超声波诊断装置的运算能力相对调相加法运算的运算量不足时,无法超过与运算能力相称的帧速率,所以可能引起超声波图像的帧速率降低所致的时间分辨率降低、可用性降低。因此,为了抑制时间分辨率降低、可用性降低,需要能够高速地进行调相加法运算的运算的处理能力高的处理器、例如高性能的GPU等,导致超声波诊断装置的成本增加。

[0039] 为了削减运算量,考虑削减在对象区域中包含的观测点的数量。作为削减观测点的数量的方法,考虑减小对象区域的面积的方法、和使对象区域中的观测点的密度降低的方法。然而,在深度方向上使对象区域变小(变窄)时,可生成超声波图像的区域与对象区域的面积成比例地变小,另外在深度方向上使观测点密度降低时,作为深度方向的空间分辨率的距离分辨率与观测点密度成比例地降低。因此,发明人摸索遏止声线信号的品质降低并且在振子所排列的方向上削减观测点的数量的方法,得到如下构思:设定由通过焦点或者其附近的多根对象线构成的对象线群作为对象区域,由此使与对象线相交的朝向的观测点的密度降低。由此,一方面能够削减观测点的数量,另一方面在深度方向上观测点的数量和密度都未降低,所以距离分辨率、超声波图像的生成范围也不缩小。进而,相比于在探测器的振子所排列的方向上减少对象区域的宽度的情况,能够遏止连续的两个发送事件的对象区域的重复面积变小所引起的声线信号的深度方向的分辨率以及S/N比降低。其原因为,在连续的两个发送事件的对象线群中,虽然重复的观测点的数量自身减少,但一个观测点与焦点F以及接收开口的位置关系的变化没有变小。

[0040] 以下,使用附图,详细说明实施方式的超声波图像处理方法以及使用该方法的超声波诊断装置。

[0041] 《实施方式》

[0042] <整体结构>

[0043] 以下,参照附图,说明实施方式的超声波诊断装置100。

[0044] 图1是实施方式的超声波诊断系统1000的功能框图。如图1所示,超声波诊断系统

1000包括:探测器101,具有向被检体发送超声波并接收其反射波的多个振子101a;超声波诊断装置100,使探测器101进行超声波的发送接收,根据来自探测器101的输出信号生成超声波图像;以及显示部106,将超声波图像显示于画面上。探测器101、显示部106分别构成为能够分别与超声波诊断装置100连接。图1表示对超声波诊断装置100连接探测器101、显示部106的状态。此外,探测器101和显示部106也可以处于超声波诊断装置100的内部。

[0045] <超声波诊断装置100的结构>

[0046] 超声波诊断装置100具有:多路复用器部102,分别选择探测器101的多个振子101a中的在发送或者接收时使用的振子,确保针对所选择出的振子的输入输出;发送波束成形器部103,为了进行超声波的发送,控制针对探测器101的各振子101a施加高电压的定时;以及接收波束成形器部104,根据由探测器101接收到的超声波的反射波,对由多个振子101a所得到的电信号进行放大并进行A/D变换,进行接收波束成形来生成声线信号。还具备:超声波图像生成部105,根据来自接收波束成形器部104的输出信号,生成超声波图像(B模式图像);数据保存部107,保存接收波束成形器部104输出的声线信号及超声波图像生成部105输出的超声波图像;以及控制部108,控制各构成要素。

[0047] 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构成作为超声波信号处理电路的超声波信号处理装置150。

[0048] 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,专用集成电路)等硬件电路实现。或者,也可以构成为通过处理器等可编程设备和软件实现。作为处理器,能够使用CPU(Central Processing Unit,中央处理单元)、GPGPU,使用GPU的结构被称为GPGPU(General-Purpose computing on Graphics Processing Unit,通用计算图形处理器)。这些构成要素既能够为一个电路部件,也能够为多个电路部件的集合体。另外,既能够组合多个构成要素为一个电路部件,也能够为多个电路部件的集合体。

[0049] 数据保存部107是计算机可读的记录介质,能够使用例如软盘、硬盘、MO、DVD、DVD-RAM、BD、半导体存储器等。另外,数据保存部107也可以是与超声波诊断装置100从外部连接的存储装置。

[0050] 此外,本实施方式的超声波诊断装置100不限于图1所示的结构的超声波诊断装置。例如,也可以没有多路复用器部102,而是发送波束成形器部103和接收波束成形器部104直接与探测器101的各振子101a连接。另外,也可以构成为在探测器101中内置有发送波束成形器部103、接收波束成形器部104、或者其一部分等。这不限于本实施方式的超声波诊断装置100,在后面说明的其它实施方式、变形例的超声波诊断装置中也是同样的。

[0051] <超声波诊断装置100的主要部分的结构>

[0052] 实施方式1的超声波诊断装置100的特征在于,具有:发送波束成形器部103,使得从探测器101的各振子101a进行超声波发送;接收波束成形器部104,运算从探测器101中的超声波反射波的接收所得到的电信号,来生成用于生成超声波图像的声线信号。因此,在本说明书中,主要说明发送波束成形器部103以及接收波束成形器部104的结构以及功能。此外,关于除了发送波束成形器部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,能够将本实施方式的波束成形器部置换为公知的超声波诊断装置的波束成形器部并使用。

[0053] 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。

[0054] 1.发送波束成形器部103

[0055] 发送波束成形器部103经由多路复用器部102与探测器101连接,为了从探测器101进行超声波的发送,控制针对发送开口Tx中包含的多个振子的各个振子施加高电压的定时,该发送开口Tx由相当于在探测器101中存在的多个振子101a的全部或者一部分振子的发送振子列构成。发送波束成形器部103由发送部1031构成。

[0056] 发送部1031进行根据来自控制部108的发送控制信号供给脉冲状的发送信号的发送处理,该发送信号用于使在探测器101中所存在的多个振子101a中的、发送开口Tx中包含的各振子发送超声波波束。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。延迟电路是用于针对每个振子对超声波波束的发送定时设定延迟时间并使超声波波束的发送延迟与延迟时间相应的量来进行超声波波束聚焦的电路。

[0057] 发送部1031针对每次超声波发送使发送开口Tx在列向上依次移动并且反复进行超声波发送,从在探测器101中所存在的所有振子101a进行超声波发送。即,在本实施方式中,针对每次超声波发送,发送开口Tx逐次移动与一个振子相应的量。将表示在发送开口Tx中包含的振子的位置的信息经由控制部108输出到数据保存部107。例如,在将在探测器101中所存在的全部振子101a的数量设为192时,既可以选择例如20~100作为构成发送开口Tx的振子列的数量,也可以做成针对每次超声波发送移动与一个振子相应的量的结构。以后,将通过发送部1031从同一发送开口Tx进行的超声波发送称为“发送事件”。

[0058] 图2是表示利用发送波束成形器部103成形的超声波发送波的传播路径的示意图。在某个发送事件中,将对超声波发送作出贡献的阵列状地排列的振子101a的列(发送振子列)图示为发送开口Tx。另外,将发送开口Tx的列长称为发送开口长。

[0059] 在发送波束成形器部103中,将各振子的发送定时控制为振子越位于发送开口Tx的中心则使发送定时越延迟。由此,从发送开口Tx内的振子列所发送的超声波发送波成为如下状态:在被检体的某个深度(Focal depth,焦点深度)下有波前在一点、即在发送焦点F(Focal point,焦点)下相聚(会聚)。发送焦点F的深度(Focal depth)(以下设为“焦深”)可任意地设定。在发送焦点F处对焦的波前再次扩散,超声波发送波在以发送开口Tx为底且以发送焦点F为节点的用交叉的两个直线划分出的沙漏时钟型的空间内传播。即,在发送开口Tx处辐射的超声波逐渐减小其空间上的宽度(图中的横轴方向),在发送焦点F处其宽度最小,随着行进到比其更深的部分(图中上部),再次增大其宽度并且扩散、传播。该沙漏时钟型的区域是超声波主照射区域Ax。此外,如上所述,也可以发送超声波发送波,以使得超声波主照射区域Ax会聚到一点的发送焦点F的附近。

[0060] 2.接收波束成形器部104的结构

[0061] 接收波束成形器部104根据由探测器101所接收到的超声波的反射波,根据由多个振子101a所得到的电信号来生成声线信号。此外,“声线信号”是指,针对某个观测点进行调相加法运算处理之后的信号。后面叙述调相加法运算处理。图3是表示接收波束成形器部

104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、调相加法运算部1041、合成部1140。

[0062] 以下,说明构成接收波束成形器部104的各部分的结构。

[0063] (1) 接收部1040

[0064] 接收部1040是如下电路:经由多路复用器部102与探测器101连接,与发送事件同步地生成接收信号(RF信号),该接收信号是对从探测器101中的超声波反射波的接收所得到的电信号进行放大之后进行AD变换而得到的信号。按照发送事件的顺序按时间系列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。

[0065] 在此,接收信号(RF信号)是指对从由各振子所接收到的反射超声波变换而得到的电信号进行A/D变换而得到的数字信号,形成了在由各振子所接收到的超声波的发送方向(被检体的深度方向)上连续的信号的列。

[0066] 在发送事件中,如上所述,发送部1031使在探测器101中所存在的多个振子101a中的、发送开口Tx中包含的多个振子的各个振子发送超声波波束。相对于此,接收部1040与发送事件同步地根据相当于在探测器101中所存在的多个振子101a的一部分或者全部的振子的各个振子所得到的反射超声波,生成针对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“受波振子”。受波振子的数量优选比在发送开口Tx中包含的振子的数量多。另外,受波振子的数量也可以设为在探测器101中所存在的全部振子101a的数量。

[0067] 发送部1031与发送事件同步地使发送开口Tx在列向上依次移动并且反复进行超声波发送,从在探测器101中所存在的多个振子101a整体进行超声波发送。接收部1040与发送事件同步地生成针对各受波振子的接收信号的列,将所生成的接收信号保存到数据保存部107。

[0068] (2) 调相加法运算部1041

[0069] 调相加法运算部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线群Bx。接下来,关于在对象线群Bx上所存在的多个观测点 P_{ij} 中的各个观测点,对各接收振子Rk从观测点所接收到的接收信号列进行调相加法运算。另外,调相加法运算部1041是通过计算各观测点处的声线信号的列来生成子帧声线信号的电路。图4是表示调相加法运算部1041的功能框图。如图4所示,调相加法运算部1041具备对象线群设定部1042、接收开口设定部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以及加法运算部1049。

[0070] 以下,说明构成调相加法运算部1041的各部分的结构。

[0071] i) 对象线群设定部1042

[0072] 对象线群设定部1042设定在被检体内进行子帧声线信号的生成的对象线群Bx。“对象线群”是指与发送事件同步地要在被检体内进行子帧声线信号的生成的信号上的区域,关于对象线群Bx上的观测点 P_{ij} 生成声线信号。为了便于计算,与一次发送事件同步地将对象线群Bx设定为进行声线信号的生成的观测对象点的集合。

[0073] 在此,“子帧声线信号”是指,从一次发送事件生成的针对在对象线群Bx上存在的所有观测点 P_{ij} 的声线信号的集合。此外,“子帧”是指,在一次发送事件中形成与在对象线群Bx上存在的所有观测点 P_{ij} 对应的汇总出的信号的单位。合成取得时间不同的多个子帧而得到的结果作为帧。

[0074] 对象线群设定部1042与发送事件同步地根据从发送波束成形器部103取得的表示发送开口Tx的位置的信息来设定对象线群Bx。

[0075] 图5是表示对象线群Bx的示意图。如图5所示,对象线群Bx存在于超声波主照射区域Ax内,由多根对象线BL1~BL7构成。各对象线是通过焦点F或者其附近的直线。此外,对象线BL1以及BL7分别与超声波主照射区域Ax的外廓线相应,对象线BL4存在于发送开口中心轴Txo上。此外,为方便起见,超声波主照射区域Ax的外廓线设为通过发送开口Tx的一端和焦点F的直线、以及通过发送开口Tx的另一端和焦点F的直线这两根线。另外,在各对象线BL1~BL7中邻接的对象线所成的角大致相等。即,在以焦点F为中心的圆弧上存在的观测点等间隔地排列。另外,除了 P_{ij} 与焦点F的距离小于预定距离的情况以外,邻接的对象线BL2、BL3上的各自的观测点 P_{ij} 与 $P_{(i+1)j}$ 之间的距离 d_i 小于同一对象线BL2上的邻接的观测点 P_{ij} 与 $P_{i(j+1)}$ 之间的距离 d_j 。此外,距离 d_i 至少是距离 d_j 的两倍、优选为四倍以上、更优选为八倍以上。由此,以在深度方向上为高密度、在振子所排列的方向(以焦点F为中心的圆周方向)上为低密度的方式,在超声波主照射区域Ax的大致整个区域均等地配置观测点。在此,预定距离表示对象线上的点和邻接的对象线上的点的距离小于沿着对象线的观测点的间隔的范围。例如,在将邻接的对象线所成的角设为 θ 的情况下,预定距离 dp 满足下式。

$$[0076] \quad d_i = 2 \cdot dp \cdot \sin(\theta/2)$$

[0077] 此外,对象线群Bx的形状不限于上述情况,例如,也可以做成在各对象线BL1~BL7中与发送振子列相接的位置的距离为等间隔。另外,对象线群Bx由七根对象线构成,但这是一个例子,对象线的数量只要是三根以上的范围内,则可以任意地设定。

[0078] 另外,各观测点 P_{ij} 设为存在于对象线群Bx上,但例如也可以将观测点的一部分或者全部设定于接近对象线的位置。例如,用振子所排列的方向(x方向)和深度方向(y方向)表示观测点 P_{ij} ,能够做成存在于将各振子的中心作为方格点的正交坐标的方格点上。其因为,通过做成这样,针对各观测点 P_{ij} 一定存在x坐标相同的振子,所以能够提高声线信号的品质。在该情况下,对象线并非一定与y方向平行,所以有时在想要设置观测点的位置处对象线不通过方格点。在这样的情况下,观测点并非设置于对象线的正上方,而是设置于接近对象线的方格点上。例如,关于要设置于对象线上的观测点的坐标,通过在预定的位数处进行四舍五入等舍入处理来规定观测点的实际的坐标。具体而言,如以下那样决定观测点。在振子所排列的方向(x方向)上,将探测器的振子的数量设为192,将探测器的振子列的一端的振子的位置设为 $x=0$,将另一端的振子的位置设为 $x=191$ 。在深度方向上,将振子列的位置设为 $y=0$,将具有与探测器的一个振子相应的量的深度的点设为 $y=1$ 。如果将焦点F的坐标设为(64,1000),设定通过坐标(31,0)的对象线,则用以下的公式表示对象线。

$$[0079] \quad y = (1000/33) \cdot (x-31)$$

[0080] 此时,例如,在想要在 $y=1500$ 的深度处设置观测点时,为(80.5,1500)。在该情况下,也可以将观测点设为(81,1500)。由此,能够在调相加法运算中将 $x=81$ 的振子作为基准,能够提高声线信号的品质。此外,实际上设置观测点的位置不限于上述情况,关于要设置到对象线群Bx上的观测点,只要将舍入该坐标的值在计算上优选的接近点作为实际的观测点,则可以任意地进行。

[0081] 将设定的对象线群Bx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。

[0082] ii) 接收开口设定部1043

[0083] 接收开口设定部1043是如下电路:根据来自控制部108的控制信号、和来自发送波束成形器部103的表示发送开口Tx的位置的信息,将相当于在探测器101中所存在的多个振子的一部分并且列中心与在发送开口Tx中包含的振子列的列中心匹配的振子列(接收振子列)选择为接收振子来设定接收开口Rx。

[0084] 接收开口设定部1043选择接收开口Rx振子列,以使得列中心与在空间上最接近观测点Pi j的振子Xk匹配。图6是表示通过接收开口设定部1043设定的接收开口Rx和发送开口Tx的关系的示意图。如图6所示,选择接收开口Rx振子列,以使得接收开口Rx振子列的列中心与在空间上最接近观测点Pi j的振子Xk匹配。因此,接收开口Rx的位置根据观测点Pi j的位置决定,不根据与发送事件同步地变动的发送开口Tx的位置而变化。即,即使是不同的发送事件,在生成关于处于同一位置的观测点Pi j的声线信号的处理中,根据通过同一接收开口Rx内的接收振子Rk所取得的接收信号来进行调相加法运算。

[0085] 另外,为了接收来自超声波主照射区域整体的反射波,在接收开口Rx中包含的振子的数量优选设定为在对应的发送事件中的发送开口Tx中包含的振子的数量以上。构成接收开口Rx的振子列的数量也可以设为例如32、64、96、128、192等。

[0086] 与发送事件对应地,至少进行与发送事件相同次数的接收开口Rx的设定。另外,接收开口Rx的设定既可以构成为与发送事件同步地逐步进行、或者也可以构成为在所有发送事件结束之后将与各发送事件对应的接收开口Rx的设定集中进行与发送事件的次数相应的量。

[0087] 将表示所选择的接收开口Rx的位置的信息经由控制部108输出到数据保存部107。

[0088] 数据保存部107将表示接收开口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。

[0089] iii) 发送时间计算部1044

[0090] 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。与发送事件对应地,根据从数据保存部107所取得的表示在发送开口Tx中包含的振子位置的信息、和从对象线群设定部1042所取得的表示包括超声波主照射区域Ax的对象线群Bx的位置的信息,关于在对象线群Bx上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。

[0091] 图7是用于说明从发送开口Tx辐射并在处于对象线群Bx上的任意的位置的观测点Pi j处反射而到达位于接收开口Rx内的接收振子Rk的超声波的传播路径的示意图。此外,图7(a)表示观测点Pi j的深度是焦深以上的情况,图7(b)表示观测点Pi j比焦深浅的情况。

[0092] 从发送开口Tx所辐射的发送波通过路径401在发送焦点F处波前会聚而再次扩散。在发送波会聚或者扩散的途中到达观测点Pi j,如果在观测点Pi j处声阻抗发生变化,则生成反射波,该反射波返回到探测器101中的接收开口Rx内的接收振子Rk。发送焦点F被规定为发送波束成形器部103的设计值,所以能够在几何学上计算发送焦点F与任意的观测点Pi j之间的路径402的长度。

[0093] 以下,更详细地说明发送时间的计算方法。

[0094] 首先,使用图7(a),说明观测点Pi j的深度是焦深以上的情况。在观测点Pi j的深度是焦深以上的情况下,作为从发送开口Tx所辐射的发送波通过路径401而到达发送焦点F并

从发送焦点F通过路径402而到达观测点 P_{ij} 的情况来计算。因此,将发送波通过路径401的时间和通过路径402的时间相加得到的值为发送时间。作为具体的计算方法,例如,通过将路径401的长度和路径402的长度相加而得到的整个路径长除以被检体内的超声波的传输速度来求出。

[0095] 另一方面,使用图7(b),说明观测点 P_{ij} 比焦深浅的情况。在观测点 P_{ij} 比焦深浅的情况下,作为从发送开口Tx所辐射的发送波通过路径401而到达发送焦点F的时刻、和通过路径404而到达观测点 P_{ij} 之后从观测点 P_{ij} 通过路径402而到达发送焦点F的时刻相同的情况来计算。即,从发送波通过路径401的时间减去通过路径402的时间而得到的值为发送时间。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的长度而得到的路径长差除以被检体内的超声波的传输速度来求出。

[0096] 此外,关于观测点 P_{ij} 是焦深的情况的发送时间,使用与观测点 P_{ij} 比焦深深的情况相同的计算方法、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。然而,也可以使用与观测点 P_{ij} 比焦深浅的情况相同的计算方法、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。其原因为,路径402的长度为0,所以不论用哪种方法来计算都与通过路径401的时间一致。

[0097] 发送时间计算部1044针对一次发送事件,关于对象线群Bx上的所有观测点 P_{ij} ,计算所发送的超声波到达被检体中的观测点 P_{ij} 的发送时间并输出到延迟量计算部1046。

[0098] iv) 接收时间计算部1045

[0099] 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开口Rx中包含的接收振子Rk中的各个振子的接收时间的电路。与发送事件对应地根据从数据保存部107所取得的表示接收振子Rk的位置的信息、和从对象线群设定部1042所取得的表示对象线群Bx的位置的信息,关于在对象线群Bx上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} 处反射并到达接收开口Rx的各接收振子Rk的接收时间。

[0100] 如上所述,到达观测点 P_{ij} 的发送波如果在观测点 P_{ij} 处声阻抗发生变化则生成反射波,该反射波返回到探测器101中的接收开口Rx内的各接收振子Rk。从数据保存部107取得接收开口Rx内的各接收振子Rk的位置信息,所以能够在几何学上计算从任意的观测点 P_{ij} 至各接收振子Rk的路径403的长度。

[0101] 接收时间计算部1045针对一次发送事件,关于在对象线群Bx上存在的所有观测点 P_{ij} ,计算所发送的超声波在观测点 P_{ij} 处反射而到达各接收振子Rk的接收时间并输出到延迟量计算部1046。

[0102] v) 延迟量计算部1046

[0103] 延迟量计算部1046是根据发送时间和接收时间计算向接收开口Rx内的各接收振子Ri的总传播时间,根据该总传播时间计算应用于针对各接收振子Rk的接收信号的列的延迟量的电路。延迟量计算部1046取得从发送时间计算部1044所发送的超声波到达观测点 P_{ij} 的发送时间、和在观测点 P_{ij} 处反射而到达各接收振子Rk的接收时间。另外,计算直至所发送的超声波到达各接收振子Rk为止的总传播时间,根据针对各接收振子Rk的总传播时间的差异,计算针对各接收振子Rk的延迟量。延迟量计算部1046关于在对象线群Bx上存在的所有观测点 P_{ij} ,计算应用于针对各接收振子Ri的接收信号的列的延迟量并输出到延迟处理部1047。

[0104] vi) 延迟处理部1047

[0105] 延迟处理部1047是根据针对接收开口Rx内的接收振子Rk的接收信号的列将与针对各接收振子Rk的延迟量相当的接收信号认定为基于来自观测点Pi j的反射超声波的与各接收振子Rk对应的接收信号的电路。

[0106] 延迟处理部1047与发送事件对应地,作为输入,从接收开口设定部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,从对象线群设定部1042取得表示所取得的对象线群Bx的位置的信息,从延迟量计算部1046取得应用于针对各接收振子Rk的接收信号的列的延迟量。另外,根据与各接收振子Rk对应的接收信号的列,将与减去针对各接收振子Rk的延迟量而得到的时间对应的接收信号认定为基于来自观测点Pi j的反射波的接收信号并输出到加法运算部1049。

[0107] vii) 权重计算部1048

[0108] 权重计算部1048是计算针对各接收振子Rk的权重级数(接收切趾),以使得针对位于接收开口Rx的列向的中心的振子的权重为最大的电路。

[0109] 如图6所示,权重级数是应用于与接收开口Rx内的各振子对应的接收信号的权重系数的级数。权重级数以发送焦点F为中心呈对称的分布。权重级数的分布的形状能够使用汉明窗、汉宁窗、矩形窗等,分布的形状没有特别限定。权重级数被设定为针对位于接收开口Rx的列向的中心的振子的权重最大,权重的分布的中心轴与接收开口中心轴Rxo一致。权重计算部1048将从接收开口设定部1043输出的表示接收振子Rk的位置的信息作为输入,计算针对各接收振子Rk的权重级数并输出到加法运算部1049。

[0110] viii) 加法运算部1049

[0111] 加法运算部1049是将从延迟处理部1047输出的与各接收振子Rk对应地认定出的接收信号作为输入,对它们进行加法运算,生成针对观测点Pi j进行调相加法运算而得到的声线信号的电路。或者,也可以构成为进而将从权重计算部1048输出的针对各接收振子Rk的权重级数作为输入,对与各接收振子Rk对应地认定出的接收信号乘以针对各接收振子Rk的权重而进行加法运算,生成针对观测点Pi j的声线信号。通过在延迟处理部1047中调整位于接收开口Rx内的各接收振子Rk所检测出的接收信号的相位并用加法运算部1049进行加法运算处理,能够根据来自观测点Pi j的反射波叠加用各接收振子Rk所接收到的接收信号来增加其信号S/N比,抽出来自观测点Pi j的接收信号。

[0112] 能够根据一次发送事件和与其相伴的处理,关于对象线群Bx上的所有观测点Pi j生成声线信号。另外,通过与发送事件同步地使发送开口Tx在列向上依次移动并且反复进行超声波发送,从在探测器101中所存在的所有振子101a进行超声波发送,从而生成作为一帧所合成出的声线信号的帧声线信号。

[0113] 另外,以后将构成帧声线信号的每个观测点所合成出的声线信号称为“合成声线信号”。

[0114] 通过加法运算部1049,与发送事件同步地生成针对在对象线群Bx上存在的所有观测点Pi j的子帧的声线信号。将所生成的子帧的声线信号输出到数据保存部107并保存。

[0115] (5) 合成部1140

[0116] 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具备加法运算处理部

11401、放大处理部11402。

[0117] 以下,说明构成合成部1140的各部分的结构。

[0118] i) 加法运算处理部11401

[0119] 加法运算处理部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后,读出在数据保存部107中所保持的多个子帧声线信号。然后,通过将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,生成针对各观测点的合成声线信号来合成帧声线信号。因此,相加在多个子帧声线信号中包含的针对同一位置的观测点的声线信号来生成合成声线信号。

[0120] 图9是表示加法运算处理部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(发送开口Tx)中使用的振子在振子列向上错开一个振子量来依次进行超声波发送。因此,基于不同的发送事件的对象线群Bx也针对每个发送事件在同一方向上将位置错开一个振子量。通过将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,合成网罗所有对象线群Bx的帧声线信号。

[0121] 另外,关于跨越位置不同的多根对象线群Bx而存在的观测点 P_{ij} ,相加各子帧声线信号中的声线信号的值,所以合成声线信号呈现与跨越的程度相应地大的值。以后,将观测点 P_{ij} 不同的对象线群Bx中包含的次数称为“叠加数”,将振子列向上的叠加数的最大值称为“最大叠加数”。

[0122] 另外,在本实施方式中,对象线群Bx存在于沙漏时钟形状的区域。因此,如图10(a)所示,叠加数以及最大叠加数在被检体的深度方向上变化,所以合成声线信号的值也同样地在深度方向上变化。但是,在本实施例的方式中,在对象线群的数量例如是11的情况下,其结果是最大叠加数被限制为最高是11。

[0123] 此外,在将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} 的位置作为指标而进行加法运算时,也可以将观测点 P_{ij} 的位置作为指标进行加权并且进行加法运算。

[0124] 将所合成出的帧声线信号输出到放大处理部11402。

[0125] ii) 放大处理部11402

[0126] 如上所述,合成声线信号的值在被检体的深度方向上变化。为了对其进行补偿,放大处理部11402在帧声线信号中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加法运算的次数决定的放大率的放大处理。

[0127] 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(b)所示,最大叠加数在被检体的深度方向上变化,所以对合成声线信号乘以根据最大叠加数决定的在被检体深度方向上变化的放大率以补偿该变化。由此,与深度方向上的叠加数的变化相伴的合成声线信号的变动主要原因被消除,放大处理后的合成声线信号的值在深度方向上实现均匀化。

[0128] 另外,也可以进行对合成声线信号乘以根据叠加数决定的在振子列向上变化的放大率的处理。在振子列向上叠加数发生变化的情况下,消除其变动主要原因,在振子列向上实现放大处理后的合成声线信号的值均匀化。

[0129] 此外,也可以将对所生成的针对各观测点的合成声线信号实施放大处理而得到的信号作为帧声线信号。

[0130] <动作>

[0131] 说明由以上结构构成的超声波诊断装置100的动作。

[0132] 图11是表示接收波束成形器部104的波束成形处理动作的流程图。

[0133] 首先,在步骤S101中,发送部1031进行供给发送信号的发送处理(发送事件),该发送信号用于使在探测器101中所存在的多个振子101a中在发送开口Tx中包含的各振子发送超声波波束。

[0134] 接下来,在步骤S102中,接收部1040根据从探测器101中的超声波反射波的接收所得到的电信号,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。判定是否从在探测器101中所存在的所有振子101a完成超声波发送(步骤S103)。另外,在未完成的情况下,返回到步骤S101,使发送开口Tx在列向上移动与一个振子相应的量并且进行发送事件,在完成的情况下进入到步骤S201。

[0135] 接下来,在步骤S210中,对象线群设定部1042与发送事件同步地根据表示发送开口Tx的位置的信息设定对象线群Bx。在第一次循环中设定根据初次的发送事件中的发送开口Tx所求出的对象线群Bx。

[0136] 接下来,进入到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 初始化为对象线群Bx上的最小值(步骤S221、S222),接收开口设定部1043选择接收开口Rx振子列,以使得列中心与在空间上最接近观测点 P_{ij} 的振子 X_k 匹配(步骤S223)。

[0137] 接下来,关于观测点 P_{ij} 生成声线信号(步骤S224)。

[0138] 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。图13是用于说明接收波束成形器部104中的关于观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作的示意图。

[0139] 首先,在步骤S2241中,发送时间计算部1044关于在对象线群Bx上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。(1)在观测点 P_{ij} 的深度是焦深以上的情况下,能够通过将在几何学上决定的从接收开口Rx内的接收振子 R_k 经由发送焦点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 来计算发送时间,(2)在观测点 P_{ij} 比焦深浅的情况下,能够通过将在几何学上决定的从接收开口Rx内的接收振子 R_k 到达发送焦点F的路径和从观测点 P_{ij} 到达焦点的路径的差值(401-402)的长度除以超声波的声速 c_s 来计算发送时间。

[0140] 接下来,将根据接收开口Rx求出的表示接收开口Rx内的接收振子 R_k 的位置的坐标 k 初始化为接收开口Rx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} 处反射而到达接收开口Rx的接收振子 R_k 的接收时间(步骤S2243)。能够通过将在几何学上决定的从观测点 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 来计算接收时间。进而,根据发送时间和接收时间的总和,计算直至从发送开口Tx所发送的超声波在观测点 P_{ij} 处反射而到达接收振子 R_k 为止的总传播时间(步骤S2244),根据针对接收开口Rx内的各接收振子 R_k 的总传播时间的差异,计算针对各接收振子 R_k 的延迟量(步骤S2245)。

[0141] 对在接收开口Rx内存在的所有接收振子 R_k ,判定是否完成延迟量的计算(步骤S2246),在未完成的情况下,使坐标 k 递增(步骤S2247),进而关于接收振子 R_k 进行延迟量的计算(步骤S2243),在完成的情况下,进入到步骤S2248。在该阶段,关于在接收开口Rx内存

在的所有接收振子 R_k ,计算来自观测点 P_{ij} 的反射波到达的延迟量。

[0142] 在步骤S2248中,延迟处理部1047根据与接收开口 R_x 内的接收振子 R_k 对应的接收信号的列,将与减去针对各接收振子 R_k 的延迟量而得到的时间对应的接收信号认定为基于来自观测点 P_{ij} 的反射波的接收信号。

[0143] 接下来,权重计算部1048计算针对各接收振子 R_k 的权重级数,以使得针对位于接收开口 R_x 的列向的中心的振子的权重为最大(步骤S2249)。加法运算部1049对与各接收振子 R_k 对应地认定出的接收信号乘以针对各接收振子 R_k 的权重而进行加法运算,生成针对观测点 P_{ij} 的声线信号(步骤S2250),关于所生成的观测点 P_{ij} ,将声线信号输出到数据保存部107并保存(步骤S2251)。

[0144] 接下来,返回到图11,通过使坐标 ij 递增来反复进行步骤S227,关于位于对象线群 B_x 上的坐标 ij 的所有观测点 P_{ij} (图13中的“•”),生成声线信号。对在对象线群 B_x 上存在的所有观测点 P_{ij} ,判定是否完成声线信号的生成(步骤S225、S227),在未完成的情况下,使坐标 ij 递增(步骤S226、S228),关于观测点 P_{ij} ,生成声线信号(步骤S224),在完成的情况下,进入到步骤S230。在该阶段,生成关于与一次发送事件相伴的在对象线群 B_x 上存在的所有观测点 P_{ij} 的子帧的声线信号,输出到数据保存部107并保存。

[0145] 接下来,对所有发送事件,判定子帧的声线信号的生成是否结束(步骤S230),在未结束的情况下,返回到步骤S210,将表示观测点 P_{ij} 的位置的坐标 ij 初始化为根据接下来的发送事件中的发送开口 T_x 求出的对象线群 B_x 上的最小值(步骤S221、S222),设定接收开口 R_x (步骤S223),在结束的情况下,进入到步骤S301。

[0146] 接下来,在步骤S301中,加法运算处理部11401读出在数据保存部107中所保持的多个子帧声线信号,将观测点 P_{ij} 的位置作为指标相加多个子帧声线信号,生成针对各观测点 P_{ij} 的合成声线信号来合成帧声线信号。接下来,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运算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),结束处理。

[0147] <接收波束成形的效果>

[0148] 以下,在实施例的接收波束成形与作为比较例的三个接收波束成形之间,比较超声波图像的品质,说明实施方式的效果。

[0149] (1) 接收波束成形

[0150] 在实施例中,对象线群 B_x 由多根对象线构成。另外,对象线中的一根对象线处于发送开口中心轴 T_{xo} 上,在超声波主照射区域 A_x 的外廓上有两根对象线。另外,邻接的两根对象线所成的角全部是预定的角度 d 。

[0151] 在图14(a)所示的比较例1中,对象区域 B_{x1} 仅由通过焦点 F 并与探测器的振子所排列的方向正交的直线构成。即,是未使用合成开口法的接收波束成形。此外,在比较例1中,也可以仅根据观测点的深度计算发送时间。此外,在比较例1所示的对象区域 B_{x1} 上的观测点中,实施方式的发送时间与利用现有的仅基于观测点的深度的以往技术所得到的发送时间完全一致,所以对所得到的超声波图像不产生计算方法的差异所致的影响。此外,观测点的数量与实施例中的一根对象线上的观测点数相同,所以调相加法运算的运算量比实施例的0.1倍多且比0.4倍少。

[0152] 在图14(b)所示的比较例2中,对象区域Bx2是包括焦点F的、与超声波主照射区域Ax相比在探测器的振子所排列的方向(x方向)上宽度较窄的区域。此外,对象区域Bx2的观测点密度与对象线群Bx中的沿着对象线的朝向的观测点密度相等,在对象区域Bx2中包含的观测点 P_{ij} 的数量与在实施例的对象线群Bx中包含的观测点 P_{ij} 的数量相等。换言之,对象区域Bx2的角度范围与超声波主照射区域Ax的角度范围之比等于对象线群Bx中的和对象线正交的朝向的观测点密度与沿着对象线的朝向的观测点密度之比。观测点的数量与实施例相等,所以调相加法运算的运算量也与实施例完全相同。

[0153] 在图14(c)所示的比较例3中,对象区域Bx3是超声波主照射区域Ax的整个区域。此外,对象区域Bx3的观测点密度与对象区域Bx2的观测点密度以及对象线群Bx中的沿着对象线的朝向的观测点密度相等。即,对象线群Bx以及对象区域Bx2的观测点的数量与对象区域Bx3的观测点的数量之比等于对象区域Bx2的角度范围与超声波主照射区域Ax的角度范围之比,并且等于对象线群Bx中的和对象线正交的朝向的观测点密度与沿着对象线的朝向的观测点密度之比。此外,在实施例中使观测点的数量增加为使和对象线正交的朝向的观测点密度与沿着对象线的朝向的观测点密度相同,做成与上述状态一致,所以调相加法运算的运算量是实施例的约三倍以上。

[0154] (2) 超声波图像的品质

[0155] 图15表示通过实施例以及比较例1~3的接收波束成形对同一虚拟被检体(phantom,体模)进行摄像而得到的超声波图像(B模式断层图像)。图15(c)与实施例对应,图15(a)、(b)、(d)分别与比较例1~3对应。此外,超声波波束的行进方向是图的从上朝下的方向。

[0156] 如图15(a)所示,在比较例1中,越远离焦深(为圆形的亮点的深度),要成为圆形的亮点在振子所排列的方向上越渗出,并且,深度越大,噪声越多,图像越不清晰。这被认为是越远离焦点F,超声波波束的聚焦越对不准,发送超声波的振幅降低以致相位的紊乱变大。

[0157] 另一方面,如图15(d)所示,在比较例3中,虽然在最深部处像变暗,但圆形的亮点几乎不渗出,在整个区域中像变得清晰。这被认为是由于对通过多个发送事件取得的帧声线信号进行合成的假想波束成形,声线信号互相加强而噪声分量相互抵消,声线信号的分辨率以及S/N比提高。

[0158] 此外,在比较例2和实施例中,得到如下的结果。比较例2的超声波图像是图15(b),实施例的超声波图像是图15(c)。如图15(c)所示,在实施例中虽然深部的噪声多于比较例3,但圆形的亮点几乎无渗出,在整个区域中得到清楚的像。相对于此,如图15(b)所示,在比较例2中虽然深度的噪声弱于比较例1,但越远离焦深,要成为圆形的亮点在振子所排列的方向上越渗出,深度变得越大,噪声越多,图像越不清晰。即,尽管观测点的数量相同且调相加法运算的运算量相同,但相比于比较例3,在比较例2中呈现显著的劣化,相对于此,在实施例中未呈现显著的劣化。

[0159] (3) 结果的考察

[0160] 尽管实施例和比较例2与比较例3相比都削减了相同量的运算量,但声线信号的品质产生大幅差距的理由一般认为如下。图16是表示实施例以及各比较例中的合成后的帧声线中的针对一个观测点 P_{ij} 的在各发送事件中所使用的对象线的示意图。

[0161] 在比较例1中,如图16(a)所示,针对一个观测点 P_{ij} ,仅使用在将直线S12作为对象

线的发送事件中所取得的声线信号来生成帧声线信号。此时,在将其它直线S11或者S13作为对象线的发送事件中所取得的子帧声线信号由于不包含观测点 P_{ij} 而无法使用。因此,帧声线信号不过是将空间坐标不相互重复的子帧声线信号在振子所排列的方向上排列,而未进行合成在多个发送事件中所取得的帧声线信号的假想波束成形。因此,帧声线信号的距离分辨率、S/N比与子帧声线信号的距离分辨率、S/N比相同,越远离焦深,超声波波束的聚焦未对准、信号强度降低所致的声线信号的品质劣化变得越显著。

[0162] 另一方面,在比较例3中,如图16(c)所示,针对一个观测点 P_{ij} ,使用在将直线S31作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、在将直线S32作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、...、在将直线S3n作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、和超声波波束的行进方向不同的多个声线信号,来生成帧声线信号。由此,合成针对行进方向不同的超声波波束的声线信号,帧声线信号的空间分辨率、S/N比提高。

[0163] 在此,将比较例2和实施例中的观测点 P_{ij} 的叠加数设为5。此时,在比较例2和实施例中,与观测点 P_{ij} 相关的帧声线信号都是对在五个发送事件中所取得的子帧声线信号进行合成。但是,该五个发送事件中的各个超声波波束的行进方向在比较例2和实施例中不同。在比较例2中,如图16(b)所示,针对观测点 P_{ij} ,使用在将直线S21作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、在将直线S22作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、...、在将直线S25作为对象线的发送事件中所取得的声线信号。相对于此,在实施例中,如图16(d)所示,使用在将直线S41作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、在将直线S4p作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、在将直线S4m作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、在将直线S4q作为对象线的发送事件中所取得的声线信号、在将直线S4n作为对象线的发送事件中所取得的声线信号。在比较例2中,直线S21~S25高密度地存在,所以直线S21和S25所成的角小于比较例3的S31和S3n所成的角,相对于此,在实施例中,直线S41和S4n所成的角等于比较例3的S31和S3n所成的角。作为通过合成在多个发送事件中所取得的帧声线信号的假想波束成形提高声线信号的空间分辨率、S/N比的理由,认为有如下两个:
(1) 距离分辨率和方位分辨率依赖于超声波波束的行进方向,所以通过合成在行进方向不同的超声波波束中所得到的声线信号,通过进行补充而空间分辨率以及S/N比提高;
(2) 由于观测点与焦点F以及接收开口的位置关系不同,观测点周围的影响所致的噪声的模式不同,通过合成来抵消噪声而S/N比提高。因此,为了提高(1)以及(2)的效果,优选在合成中使用的声线信号被取得的发送事件的对象线的角度差大。因此,可以认为比较例2相比于实施例、比较例3, (1) 超声波波束的行进方向的范围窄,基于合成在行进方向不同的超声波波束中所得到的声线信号的补充的效果小;
(2) 由于观测点与焦点F以及接收开口的位置关系的变化也不足,所以与超声波波束的行进方向正交的朝向的虚像(伪影)无论在与哪个发送事件类似的方向上都产生而残留为振子所排列的方向的虚像。相对于此,可以认为实施例相比于比较例3, (1) 虽然叠加数降低但超声波波束的行进方向的范围宽达相同的程度,充分地得到基于合成在行进方向不同的超声波波束中所得到的声线信号的补充的效果;
(2) 观测点与焦点F以及接收开口的位置关系的变化宽达相同的程度,所以S/N比提高。即,合成在多个发送事件中所取得的帧声线信号的假想波束成形的效果一般认为叠加数所致的影响小,大幅受到超声波波束的行进方向的范围、观测点与焦点F以及接收开口的位置关系的变化范围的影响。

[0164] 根据以上的理由,可以认为尽管在实施例1中运算量与比较例3相比大幅削减,但遏止了声线信号的分辨率以及S/N比的劣化。

[0165] 此外,在此实施例1的运算量设为比较例3的运算量的约1/3以下,但本实施方式的观测点的数量以及运算量优选设为与比较例3相比20%左右或者其以下。由此,能够将运算量削减约80%,能够通过运算能力不高的处理器低成本地实现超声波诊断装置、或者能够分配处理器的运算能力以扩大着眼区域、提高帧速率。

[0166] <总结>

[0167] 如以上说明,根据本实施方式的超声波诊断装置100,通过合成开口法,叠加到通过不同的发送事件生成的关于处于同一位置的观测点P的声线信号而合成。由此,针对多个发送事件,即使在处于发送焦点F以外的深度的观测点P处,也得到虚拟地进行发送聚焦的效果,能够提高空间分辨率和信号S/N比。

[0168] 另外,在超声波诊断装置100中,将要生成子帧声线信号的对象区域设定为由通过焦点F或者其附近的多根对象线构成。由此,不会缩小观测点的存在区域自身、且不会降低观测点的深度方向的密度,而能够削减观测点的数量。因此,能够大幅削减调相加法运算的运算量,相对于此,能够维持深度方向的空间分辨率、信号S/N比的提高效果。进而,在振子所排列的方向上,空间分辨率、信号S/N比也不大幅降低。其原因为,观测点所存在的区域不变窄,所以各振子与观测点之间的超声波的各路径的朝向可取的范围不变窄,通过关于同一观测点合成不同的子帧声线信号,能够得到空间分辨率、信号S/N比的提高效果。因此,相比于使用现有的合成开口法的超声波诊断装置,能够遏止声线信号的品质劣化并且大幅削减运算量,有利于削减处理器的成本。

[0169] 另外,在超声波诊断装置100中,接收开口设定部1043选择接收开口Rx振子列,以使得列中心与在空间上最接近观测点P的振子匹配,不依赖于发送事件而根据观测点P的位置,使用以观测点P为中心而对称的接收开口,进行接收波束成形。因此,不与使发送焦点F在横轴方向上变化(移动)的发送事件同步,接收开口的位置是固定的,即使在不同的发送事件中,也能够针对同一观测点P在同一接收开口进行调相加法运算。一并地,能够对来自观测点P的反射波应用越是从观测点P距离越小的振子则越大的权重级数,所以即使鉴于超声波依赖于传播距离而衰减,也能够针对观测点P灵敏度最良好地接收反射波。其结果,能够局部地实现高的空间分辨率和信号S/N比。

[0170] 《变形例1》

[0171] 在实施方式1的超声波诊断装置100中,接收开口设定部1043构成为选择接收开口Rx,以使得列中心与在空间上最接近观测点P的振子匹配。然而,接收开口Rx的结构只要构成为通过计算直至从发送开口Tx所发送的超声波经由发送焦点F在对象线群Bx上的观测点 P_{ij} 处反射而到达接收开口Rx的接收振子Rk为止的总传播时间并进行基于总传播路径的延迟控制,从而生成关于对象线群Bx上的所有观测点 P_{ij} 的声线信号即可,可以适当地变更接收开口Rx的结构。

[0172] 变形例1在具备选择列中心与发送开口Tx振子列的列中心匹配的接收开口Rx振子列的发送同步型接收开口设定部(以后称为“Tx接收开口设定部”)这点,与实施方式1不同。关于除了Tx接收开口设定部以外的结构,与实施方式1所述的各要素相同,省略说明相同的部分。

[0173] 图17是表示通过Tx接收开口设定部设定的接收开口Rx和发送开口Tx的关系的示意图。在变形例1中,选择接收开口Rx振子列,以使得接收开口Rx振子列的列中心与发送开口Tx振子列的列中心匹配。接收开口Rx的中心轴Rxo的位置与发送开口Tx的中心轴Txo的位置相同,接收开口Rx是以发送焦点F为中心而对称的开口。因此,针对每个发送事件,与在列向上移动的发送开口Tx的位置变化同步地,接收开口Rx的位置也移动。

[0174] 另外,计算针对接收开口Rx的各接收振子Rk的权重级数(接收切趾),以使得针对位于接收开口Rx的中心轴Rxo以及发送开口Tx的中心轴Txo上的振子的权重为最大。权重级数以振子Xk为中心而呈对称的分布。权重级数的分布的形状能够使用汉明窗、汉宁窗、矩形窗等,分布的形状没有特别限定。

[0175] <动作>

[0176] 图18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。本流程图在进行发送同步型波束成形处理(步骤S420(S421~S428))以代替图11中的观测点同步型波束成形处理(步骤S220(S221~S228))这点不同。关于除了步骤S420以外的处理,与图11相同,省略说明相同的部分。

[0177] 在步骤S420的处理中,首先,在步骤S421中,Tx接收开口设定部与发送事件对应地将列中心与在发送开口Tx中包含的振子列的列中心匹配的振子列选择为接收振子Rk,设定接收开口Rx。

[0178] 接下来,将在步骤S210中所计算出的表示对象线群Bx上的观测点Pi j的位置的坐标ij初始化为对象线群Bx上的最小值(步骤S422、S423),关于观测点Pi j,生成声线信号(步骤S424)。图19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Pi j的声线信号生成动作的示意图。相比于与实施方式1有关的图13,发送开口Tx与接收开口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。

[0179] 通过使坐标ij递增而反复进行步骤S424,关于位于对象线群Bx上的坐标ij的所有观测点Pi j(图19中的“•”),生成声线信号。对在对象线群Bx上存在的所有观测点Pi j,判定声线信号的生成是否完成(步骤S425、S427),在未完成的情况下,使坐标ij递增(步骤S426、S428),关于观测点Pi j生成声线信号(步骤S424),在完成的情况下,进入到步骤S230。在该阶段,生成与一次发送事件相伴的在对象线群Bx上存在的所有观测点Pi j的子帧的声线信号,输出到数据保存部107并保存。

[0180] <效果>

[0181] 在以上说明的变形例1的超声波诊断装置中,除了在实施方式1中所示的效果中的除了与观测点同步型的接收开口有关的部分的效果之外,还起到以下的效果。即,在变形例1中,Tx接收开口设定部与发送事件对应地将列中心与在发送开口Tx中包含的振子列的列中心匹配的振子列选择为接收振子,设定接收开口Rx。因此,接收开口Rx的中心轴Rxo的位置与发送开口Tx的中心轴Txo的位置相同,针对每个发送事件,与在列向上移动的发送开口Tx的位置变化同步地,接收开口Rx的位置也变化(移动)。因此,能够与发送事件同步地在分别不同的接收开口进行调相加法运算,虽然在多个发送事件中接收时刻不同,但作为结果得到使用更宽的接收开口的接收处理的效果,能够在宽广的观测区域使空间分辨率变得均匀。

[0182] 《实施方式的其它变形例》

[0183] (1) 在实施方式以及变形例中,例示了对象线群Bx是等角度地配置有七根对象线的情况,但对象线群Bx的对象线的数量是三根以上即可。图20(a)例示对象线的数量是九根的情况。另外,对象线的位置关系不限于邻接的两根对象线所成的角是固定的情况,例如,也可以做成在相同的深度下对象线上的观测点的间隔是等间隔。图20(b)表示由十一根对象线构成的情况的对象线群Bx。在此,直线L是与振子所排列的方向平行的直线,直线L和各对象线的交点的间隔 $d_1 \sim d_{10}$ 是固定的。

[0184] 此外,对象线群Bx不限于上述示例,只要由通过发送焦点F的多根对象线构成,并且处于邻接的两根对象线上且处于距焦点F相等的距离、或者处于相同的深度的两个观测点之间的距离大于处于同一对象线上的两个邻接的观测点之间的距离,则可以是任意的形状。此外,对象线的数量优选为三根以上。但是,如上所述,对象线的朝向优选不相互类似,所以优选角度或者振子所排列的方向上均等。另外,两根对象线所成的角的最大值优选大,优选两根对象线与超声波主照射区域Ax的外廓线一致。进而,优选一根对象线处于发送开口中心轴Txo上。其原因为能够取得信号强度最高的声线信号。

[0185] (2) 此外,虽然根据上述实施方式说明了本发明,但本发明不限于上述实施方式,本发明也包含以下情况。

[0186] 例如,本发明也可以是具备微型处理器和存储器的计算机系统,上述存储器存储有上述计算机程序,上述微型处理器依照上述计算机程序而动作。例如,也可以是具有本发明的超声波信号处理方法的计算机程序并依照该程序而动作(或者对所连接的各部位指示动作)的计算机系统。

[0187] 另外,用包括微型处理器、ROM、RAM等记录介质、硬盘单元等的计算机系统构成上述超声波诊断装置的全部或一部分、或者超声波信号处理装置的全部或一部分的情况也包含于本发明。在上述RAM或者硬盘单元中,存储有达成与上述各装置同样的动作的计算机程序。通过上述微型处理器依照上述计算机程序而动作,各装置达成其功能。

[0188] 另外,构成上述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是在一个芯片上集成制造多个结构部的超多功能LSI,具体而言是构成为包括微型处理器、ROM、RAM等的计算机系统。它们既可以单独地单芯片化,也可以单芯片化为包括一部分或者全部。此外,根据集成度的差异,LSI有时被称为IC、系统LSI、超级LSI、超LSI。在上述RAM中,存储有达成与上述各装置同样的动作的计算机程序。通过上述微型处理器依照上述计算机程序而动作,系统LSI达成其功能。例如,将本发明的波束成形方法保存为LSI的程序,将该LSI插入到计算机内,实施预定的程序(波束成形方法)的情况也包含于本发明。

[0189] 此外,集成电路化的手法不限于LSI,也可以用专用电路或者通用处理器实现。也可以利用在制造LSI后可编程的FPGA (Field Programmable Gate Array, 现场可编程门阵列)、能够重构LSI内部的电路单元的连接、设定的可重构处理器 (Reconfigurable Processor, 可重配置处理器)。

[0190] 进而,如果由于半导体技术的进步或者通过派生的其它技术来置换LSI的集成电路化的技术出现,则当然也可以使用该技术来进行功能块的集成化。

[0191] 另外,也可以通过CPU等处理器执行程序来实现各实施方式的超声波诊断装置的

功能的一部分或者全部。也可以是记录有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临时的计算机可读的记录介质。也可以通过将程序、信号记录到记录介质而移送,利用独立的其它计算机系统实施程序,另外上述程序当然能够经由因特网等传送介质流通。

[0192] 在上述实施方式的超声波诊断装置中,构成为将作为存储装置的数据保存部包含于超声波诊断装置内,但存储装置不限于此,也可以构成为半导体存储器、硬盘驱动器、光盘驱动器、磁存储装置等从外部连接到超声波诊断装置。

[0193] 另外,框图中的功能块的分割是一个例子,也可以将多个功能块实现为一个功能块、将一个功能块分割为多个、或者将一部分的功能移动到其它功能块。另外,也可以单一的硬件或者软件并行或者时分复用地处理具有类似功能的多个功能块的功能。

[0194] 另外,执行上述步骤的顺序是为了具体地说明本发明而例示用的,也可以是除了上述以外的顺序。另外,也可以与其它步骤同时(并行)执行上述步骤的一部分。

[0195] 另外,构成为探测器以及显示部从外部连接到超声波诊断装置,但它们也可以构成为一体地设置于超声波诊断装置内。

[0196] 另外,在上述实施方式中,探测器呈现在一维方向上排列有多个压电元件的探测器结构。然而,探测器的结构不限于此,例如,也可以使用在二维方向上排列有多个压电变换元件的二维排列振子、使在一维方向上排列的多个振子机械性地晃动来取得三维的断层图像的晃动型探测器,能够根据测定适当地分别使用。例如,在使用二维地排列的探测器的情况下,通过使对压电变换元件提供电压的定时、电压的值分别变化,能够控制所发送的超声波波束的照射位置、方向。

[0197] 另外,探测器也可以在探测器中包括发送接收部的一部分的功能。例如,根据从发送接收部所输出的用于生成发送电信号的控制信号在探测器内生成发送电信号,将该发送电信号变换为超声波。一并地,能够采用将所接收到的反射超声波变换为接收电信号,在探测器内根据接收电信号生成接收信号的结构。

[0198] 另外,也可以组合各实施方式的超声波诊断装置、及其变形例的功能中的至少一部分。进而,在上述中所使用的数字全部是为了具体地说明本发明而例示的,本发明不限于所例示的数字。

[0199] 进而,针对本实施方式实施本领域技术人员想到的范围内的变更而得到的各种变形例也包含于本发明。

[0200] 《总结》

[0201] (1) 实施方式的超声波信号处理装置将使用具备多个振子的超声波探测器向被检体发送会聚型的超声波波束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,将根据接收到的反射超声波所生成的多个声线信号进行合成而得到合成声线信号,该超声波信号处理装置的特征在于,具备超声波信号处理电路,所述超声波信号处理电路具备:发送部,针对每个发送事件变更规定超声波波束所会聚的位置的焦点,同时使所述超声波探测器针对每个发送事件向被检体内发送超声波波束;接收部,与各发送事件同步地,根据所述超声波探测器从所述被检体接收到的反射超声波,生成针对所述超声波探测器的各个振子的接收信号列;调相加法运算部,针对每个所述发送事件,关于存在于由通过所述焦点的多根对象线构成的对象线群上的多个观测点,对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调相加法运算来生成子帧声线信号;以及合成部,根据所述调相加法运算部所生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号,在所述对象线群中包含的各对象线是直线,关于在一根对象线上且从所述焦点起的距离是预定距离以上的一个观测点,该一个观测点与存在于所述一根对象线上的最接近的观测点的距离小于与存在于与所述一根对象线邻接的对象线上的最接近的观测点的距离。

[0202] 另外,在实施方式的超声波信号处理方法中,将使用具备多个振子的超声波探测器向被检体发送会聚型的超声波波束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,将根据接收到的反射超声波所生成的多个声线信号进行合成而得到合成声线信号,该超声波信号处理方法的特征在于,针对每个发送事件变更规定超声波波束所会聚的位置的焦点,同时使所述超声波探测器针对每个发送事件向被检体内发送超声波波束,与各发送事件同步地,根据所述超声波探测器从所述被检体接收到的反射超声波,生成针对所述超声波探测器的各个振子的接收信号列,针对每个所述发送事件,关于存在于由通过所述焦点的多根对象线构成的对象线群上的多个观测点,对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调相加法运算来生成子帧声线信号,根据所述调相加法运算部所生成的所述多个子帧声线信号,合成所述帧声线信号,其中,在所述对象线群中包含的各对象线是直线,关于在一根对象线上且从所述焦点起的距离是预定距离以上的一个观测点,该一个观测点与存在于所述一根对象线上的最接近的观测点的距离小于与存在于与所述一根对象线邻接的对象线上的最接近的观测点的距离。

[0203] 根据上述结构或者方法,能够遏止帧声线信号的空间分辨率以及S/N比降低并且削减观测点的数量,能够削减调相加法运算的运算量。

[0204] (2) 另外,上述(1)的超声波信号处理装置也可以所述对象线群包括与所述超声波探测器的振子所排列的方向正交的对象线。

[0205] 通过上述结构,对象线群包括能够取得信号强度最大的声线信号的对象线,所以能够提高帧声线信号的S/N比。

[0206] (3) 另外,上述(1)或者(2)的超声波信号处理装置也可以所述发送部从排列设置于所述超声波探测器的多个振子选择用于发送所述超声波波束的发送振子列,所述对象线群由通过所述发送振子列的一端的对象线和通过所述发送振子列的另一端对象线构成。

[0207] 通过上述结构,能够增大振子所排列的方向上的对象线群的宽广度。

[0208] (4) 另外,上述(3)的超声波信号处理装置也可以所述对象线全部通过所述发送振子列。

[0209] 通过上述结构,能够在不产生超声波波束的相位的紊乱的范围内最大限度地增大振子所排列的方向上的对象线群的宽广度。

[0210] (5) 另外,上述(1)~(4)的超声波信号处理装置也可以相同深度下的多个观测点相对所述超声波探测器的振子所排列的方向等间隔地排列。

[0211] 通过上述结构,能够在振子所排列的方向上使观测点的密度变得均匀,能够提高通过合成开口法获得的帧声线信号的空间分辨率以及S/N比的提高效果。

[0212] (6) 另外,上述(1)~(4)的超声波信号处理装置也可以在所述对象线群中包含的两根邻接的对象线所成的角是固定的。

[0213] 通过上述结构,能够在以聚焦区域为中心的同心圆的圆弧上使观测点的密度变得

均匀,能够提高通过合成开口法获得的帧声线信号的空间分辨率以及S/N比的提高效果。

[0214] (7) 另外,上述(1)~(6)的超声波信号处理装置也可以关于所发送的超声波到达各观测点的发送时间,所述调相加法运算部在所述观测点的深度是在所述被检体内超声波所会聚的焦深以上的情况下,将所发送的超声波从所述发送振子列到达至所述焦点的第一时间和从所述基准点到达所述观测点的第二时间的总和计算为发送时间,在所述观测点的深度小于在所述被检体内超声波所会聚的焦深的情况下,将从所述第一时间减去所述第二时间而得到的结果计算为发送时间。

[0215] 通过上述结构,能够在子帧声线信号的合成中高精度地认定声线信号的位置,能够提高通过合成开口法获得的帧声线信号的空间分辨率以及S/N比的提高效果。

[0216] (8) 另外,上述(1)~(7)的超声波信号处理装置也可以在所述对象线群中包含的对象线的数量是三根以上。

[0217] 通过上述结构,能够遏止帧声线信号的空间分辨率以及S/N比降低并且削减运算量。

[0218] 产业上的可利用性

[0219] 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取的非临时的记录介质对现有的超声波诊断装置的性能提高、特别是通过运算装置的成本削减、运算负荷减轻实现的帧速率提高有用。另外,本公开不仅能够应用于超声波,还能够应用于使用多个阵列元件的传感器等用途。

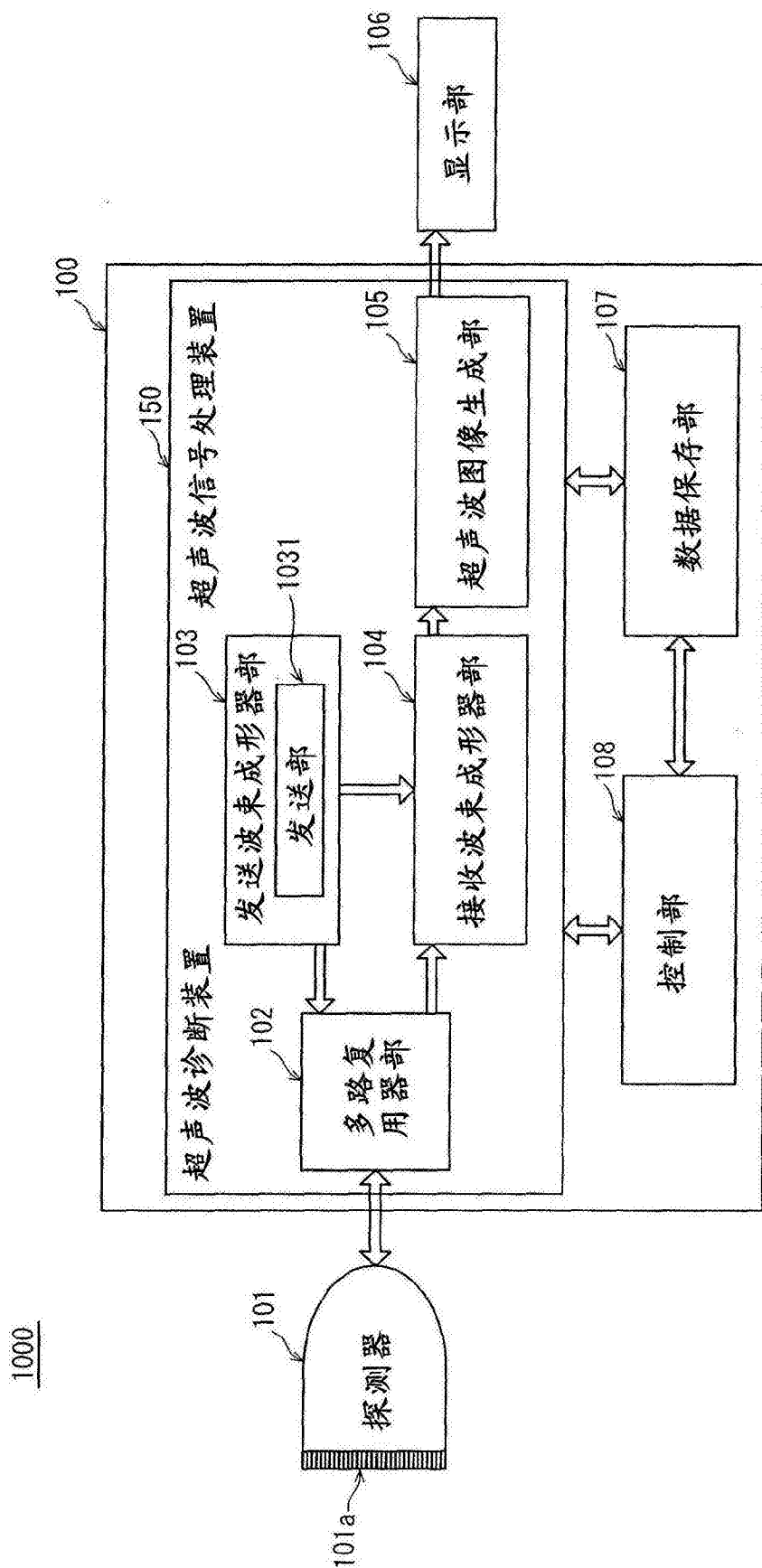


图1

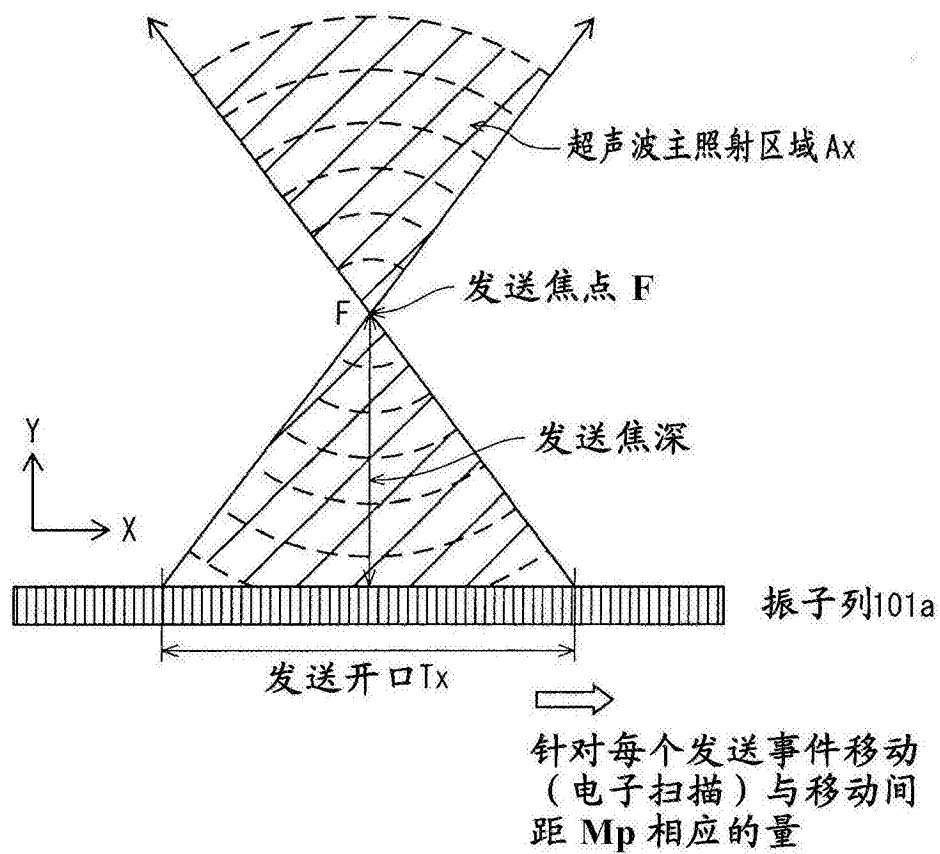


图2

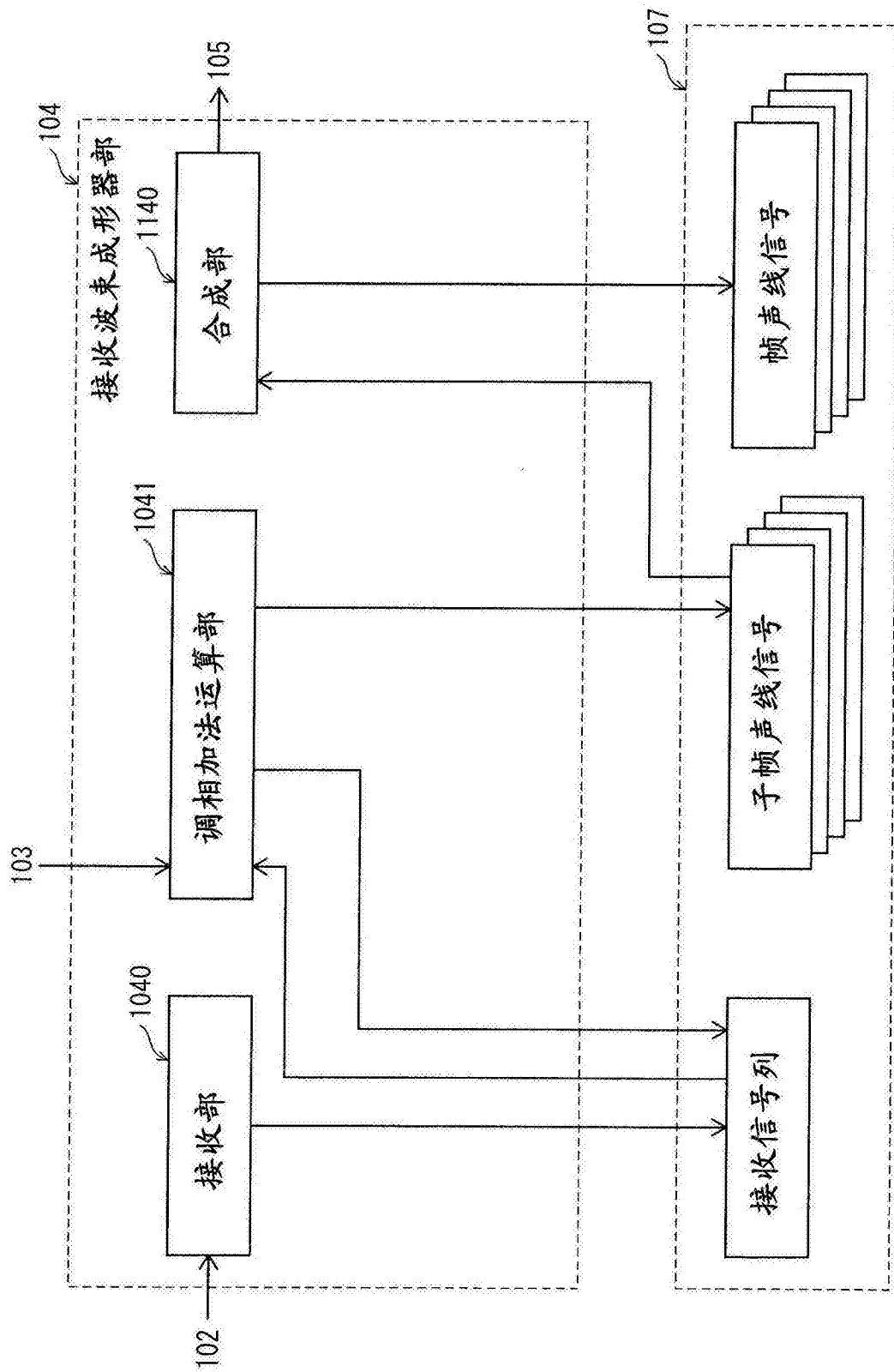


图3

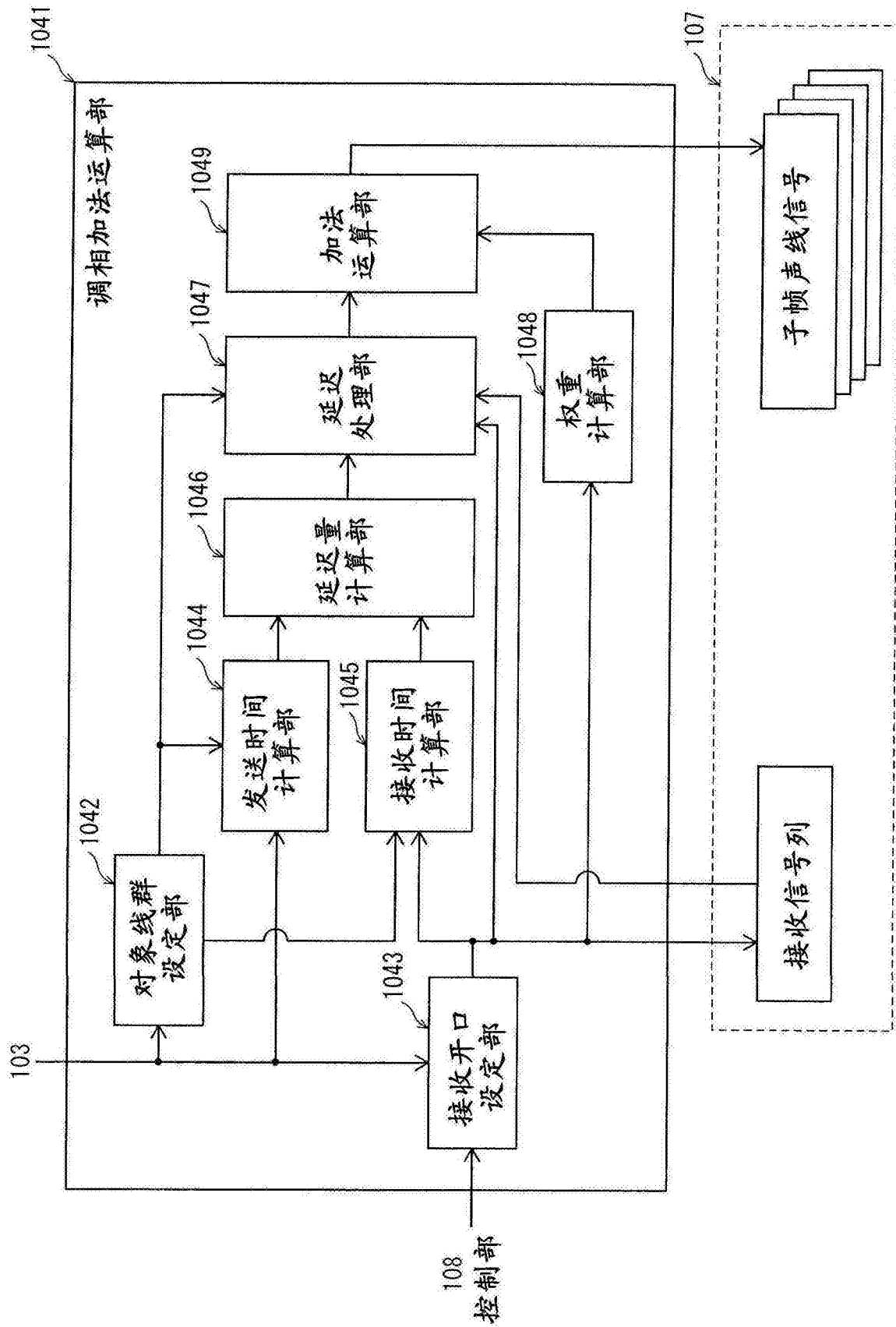


图4

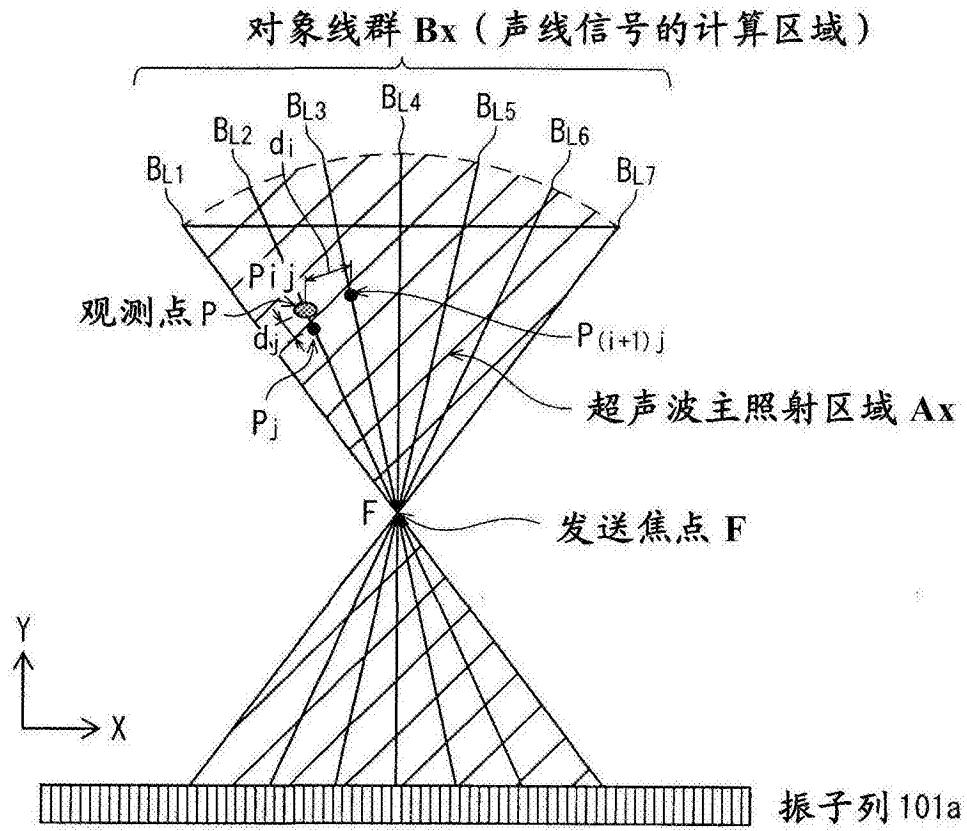


图5

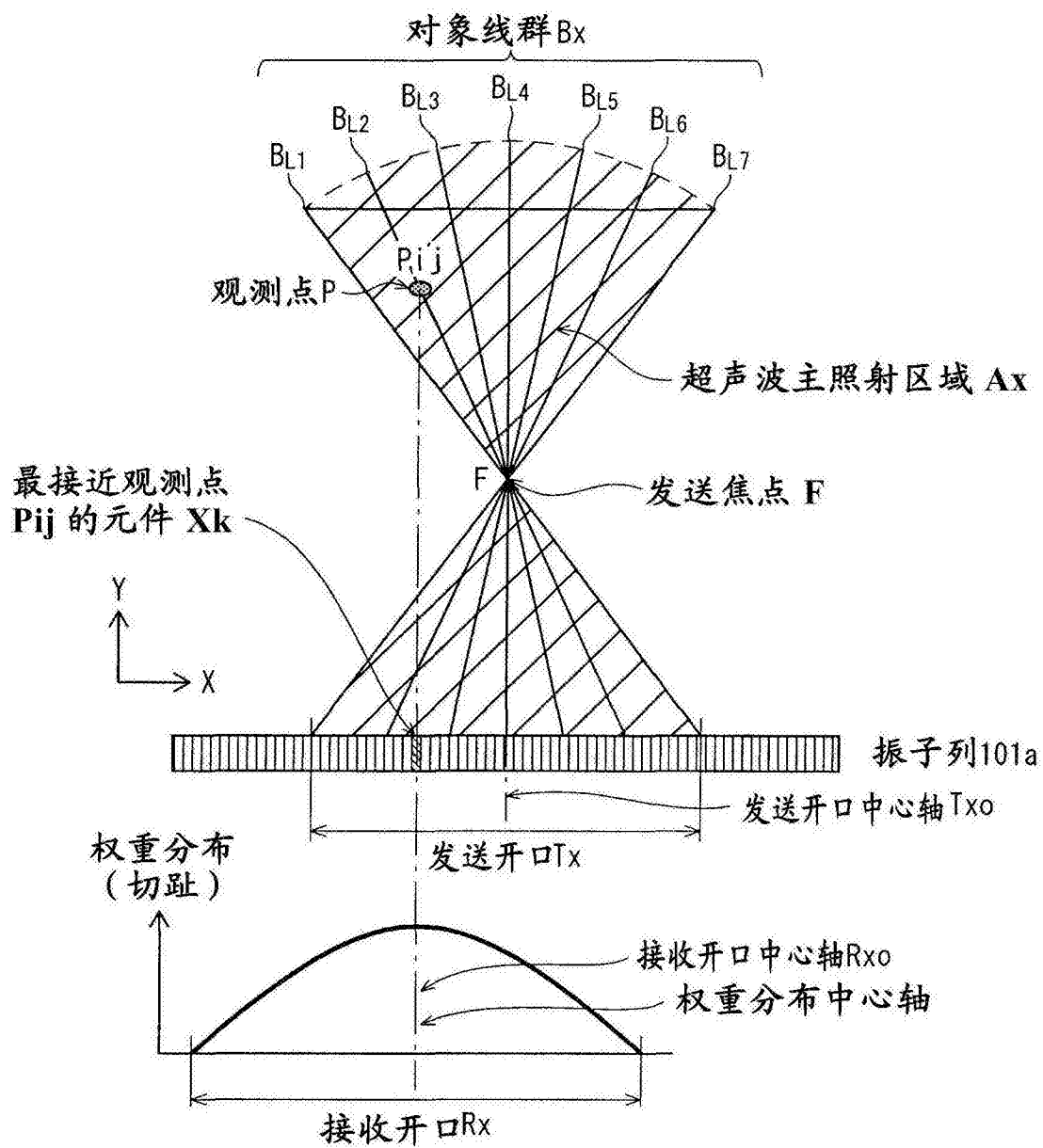
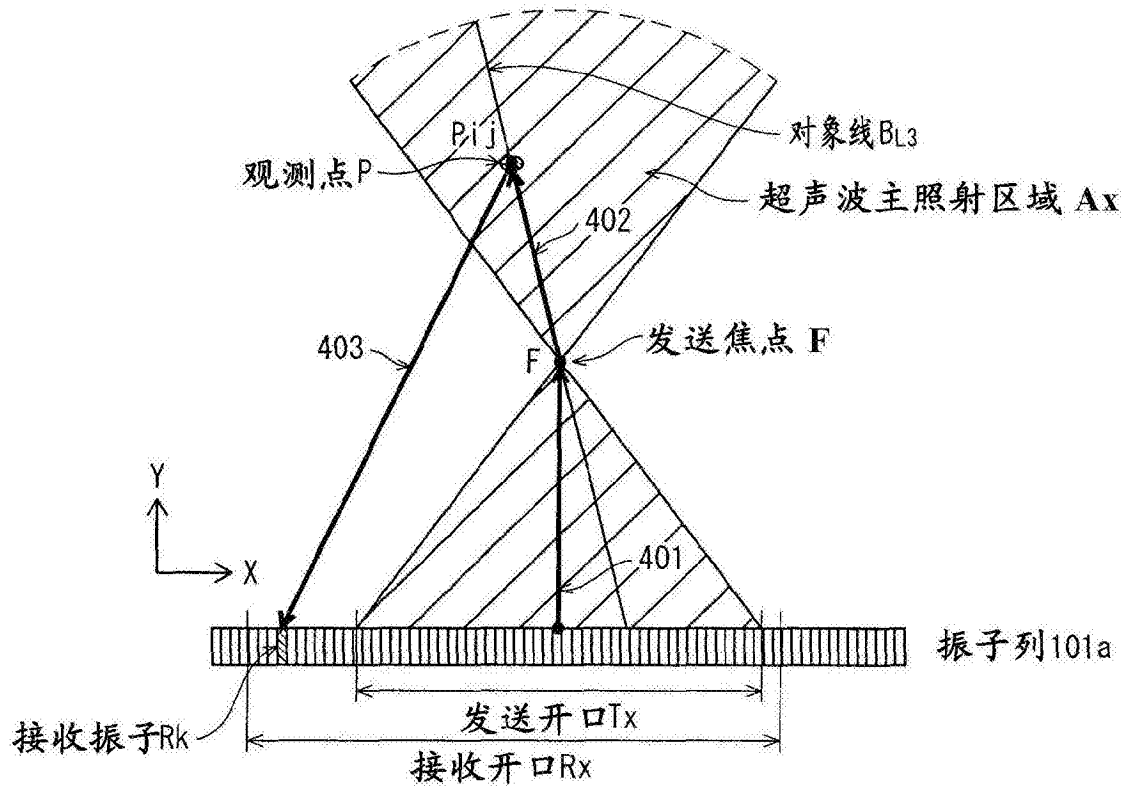


图6

(a)



(b)

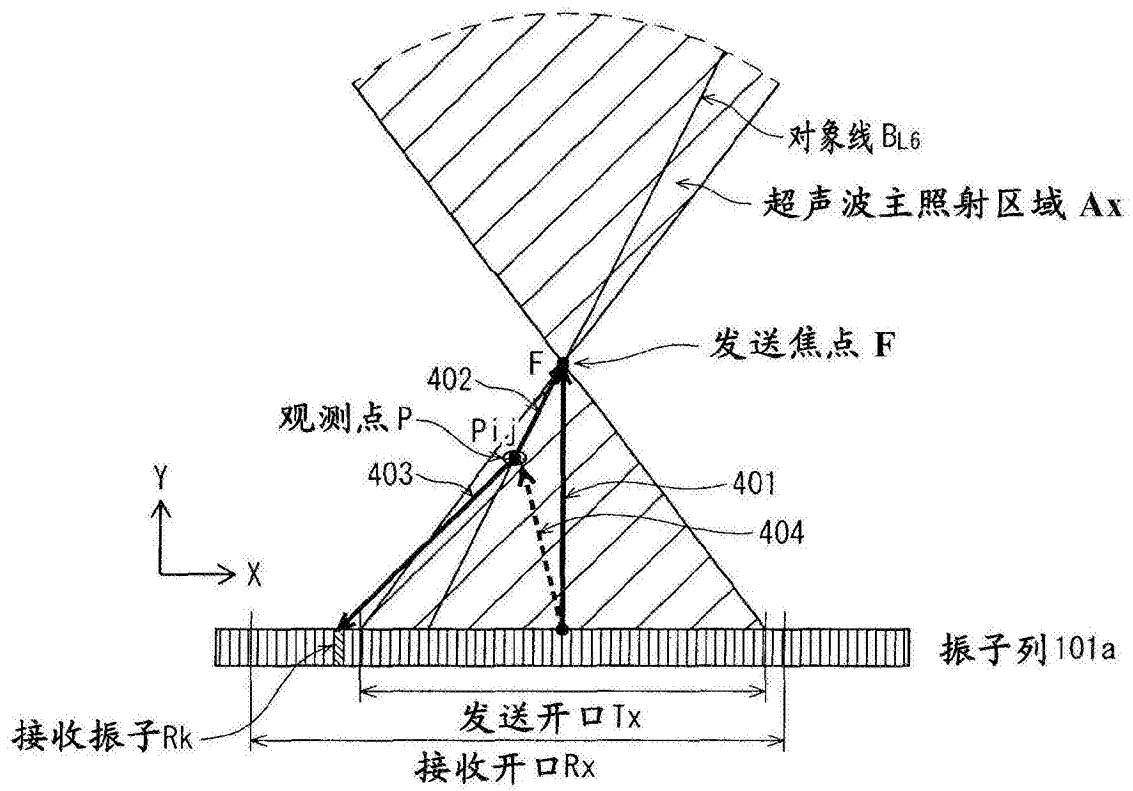


图7

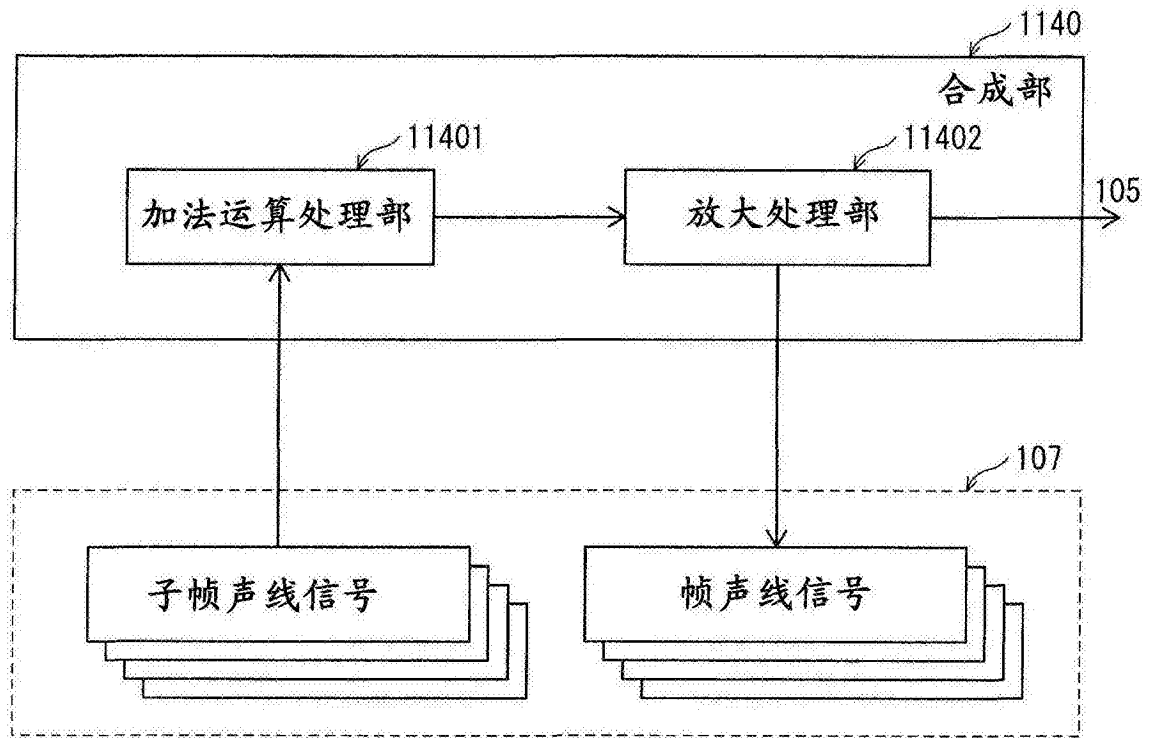


图8

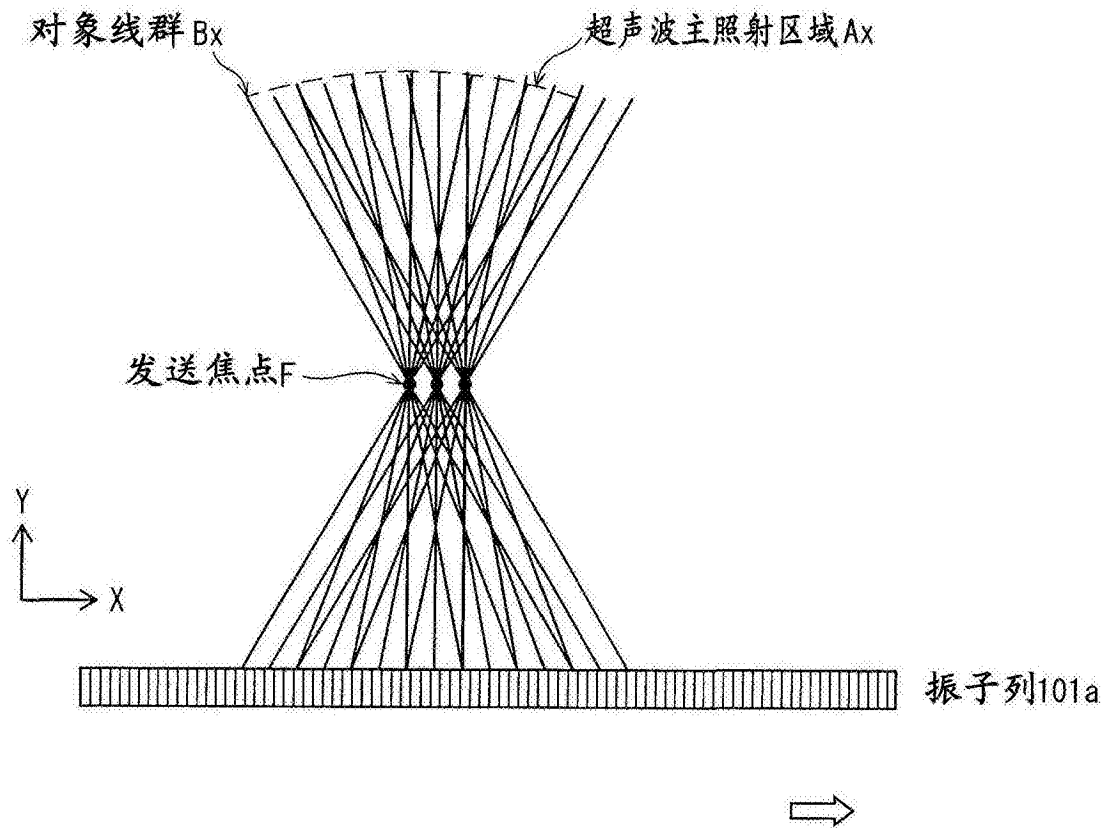
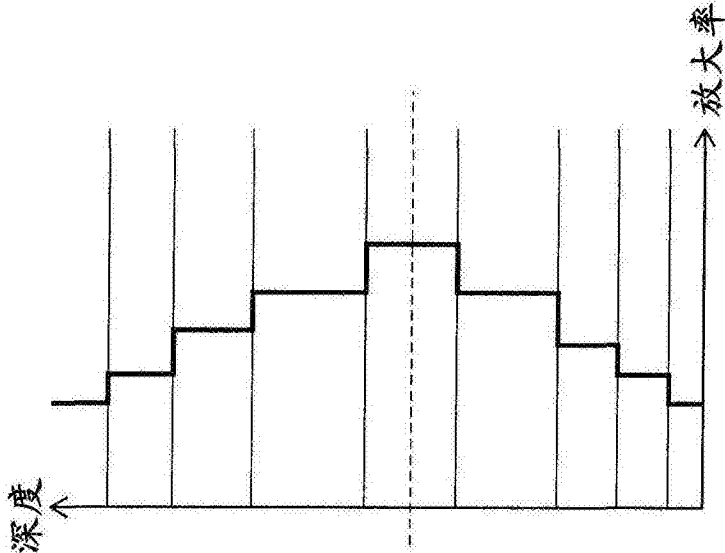


图9

(b)



(a)

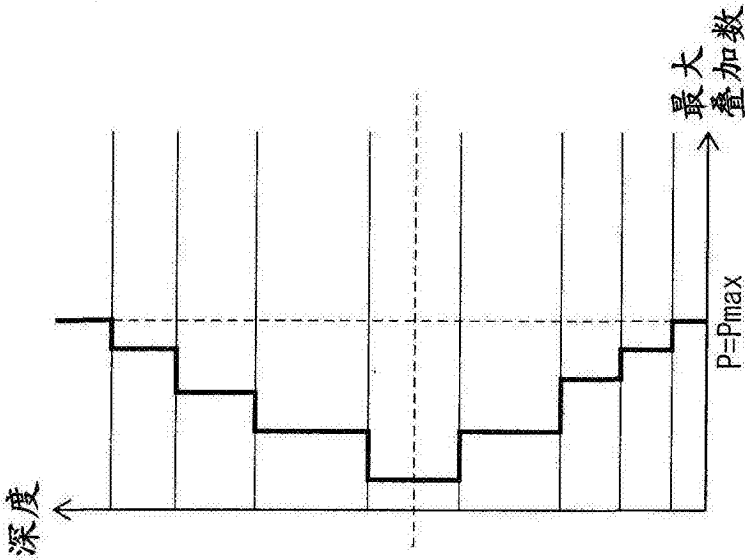


图10

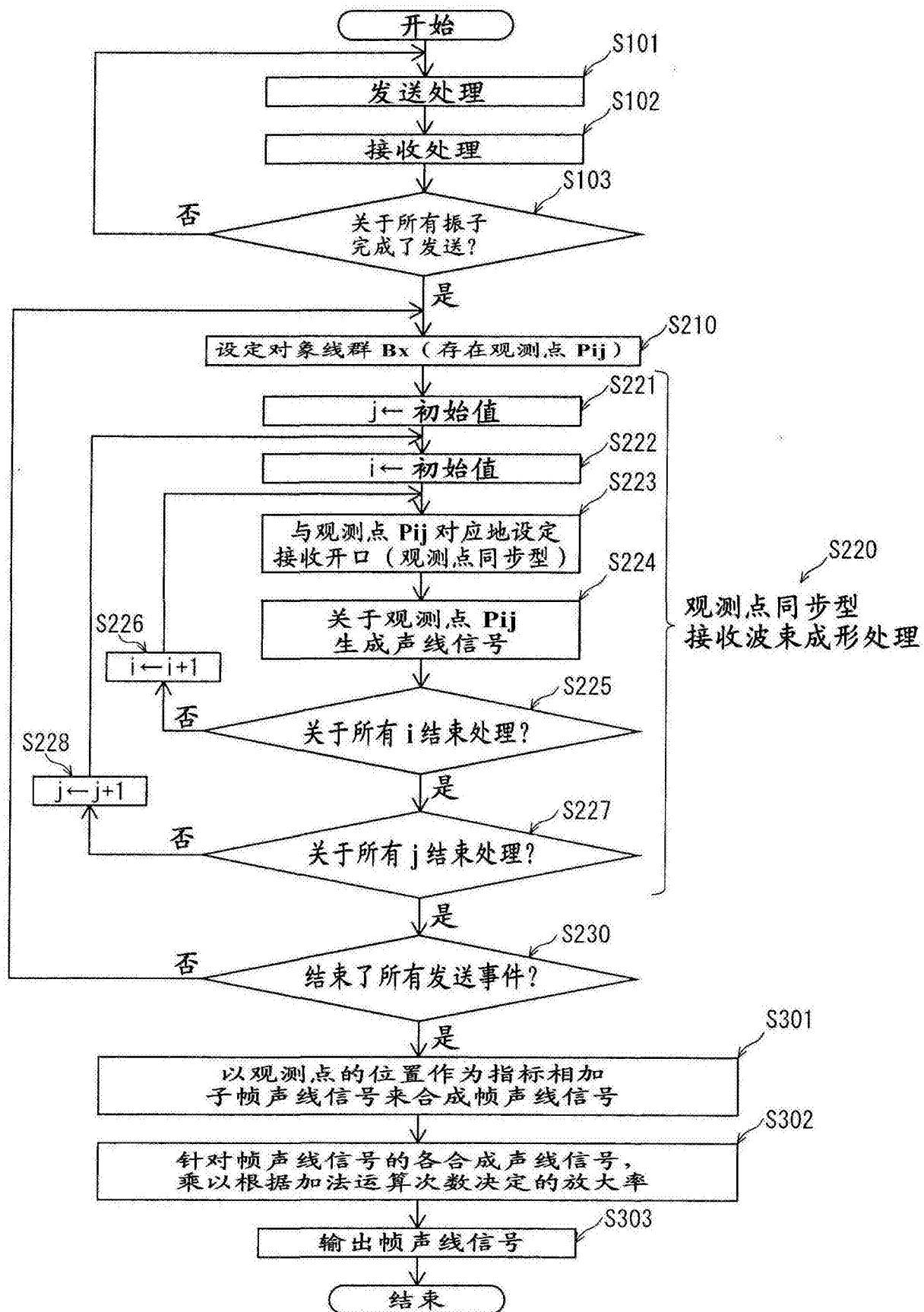


图11

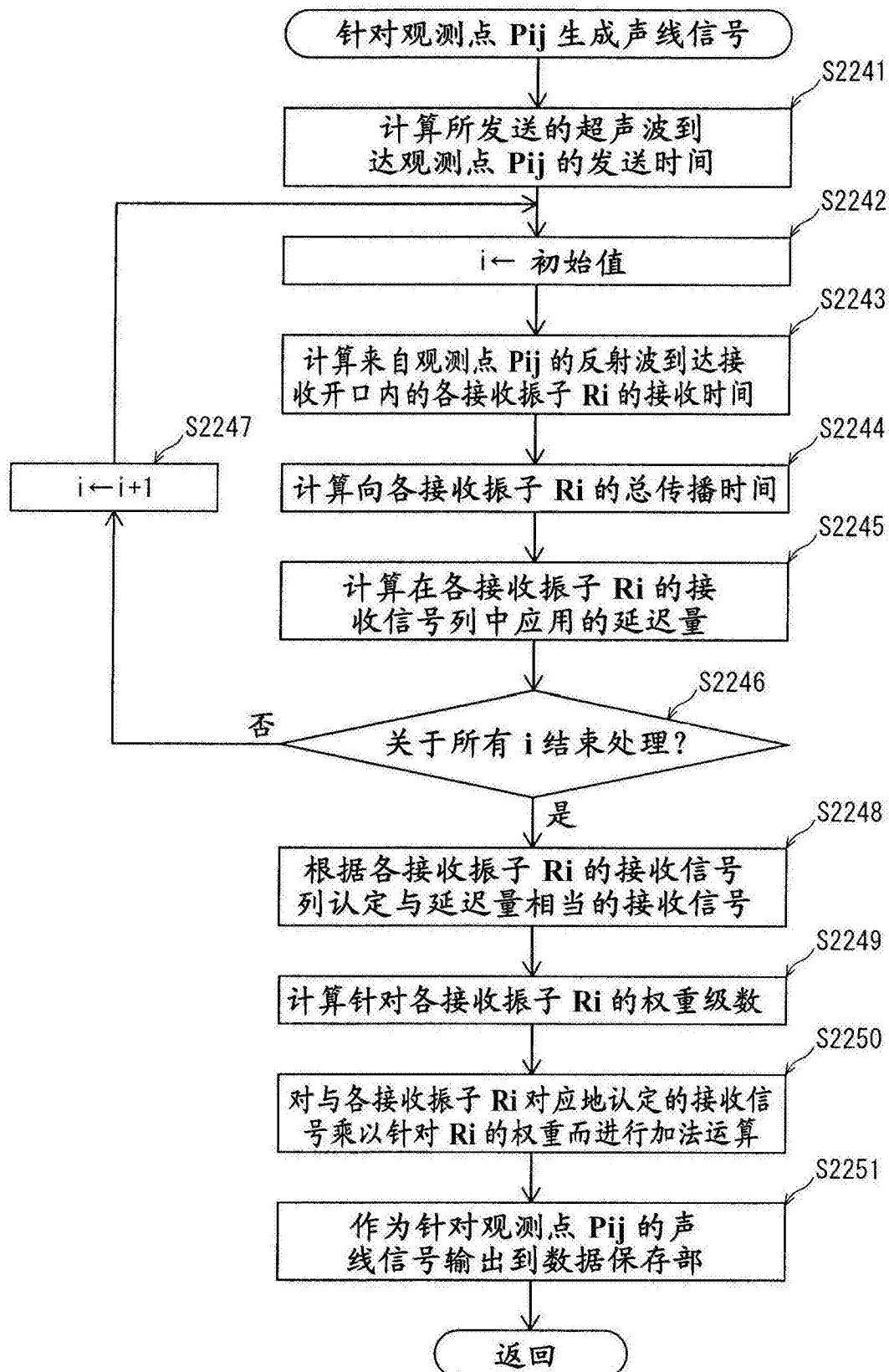


图12

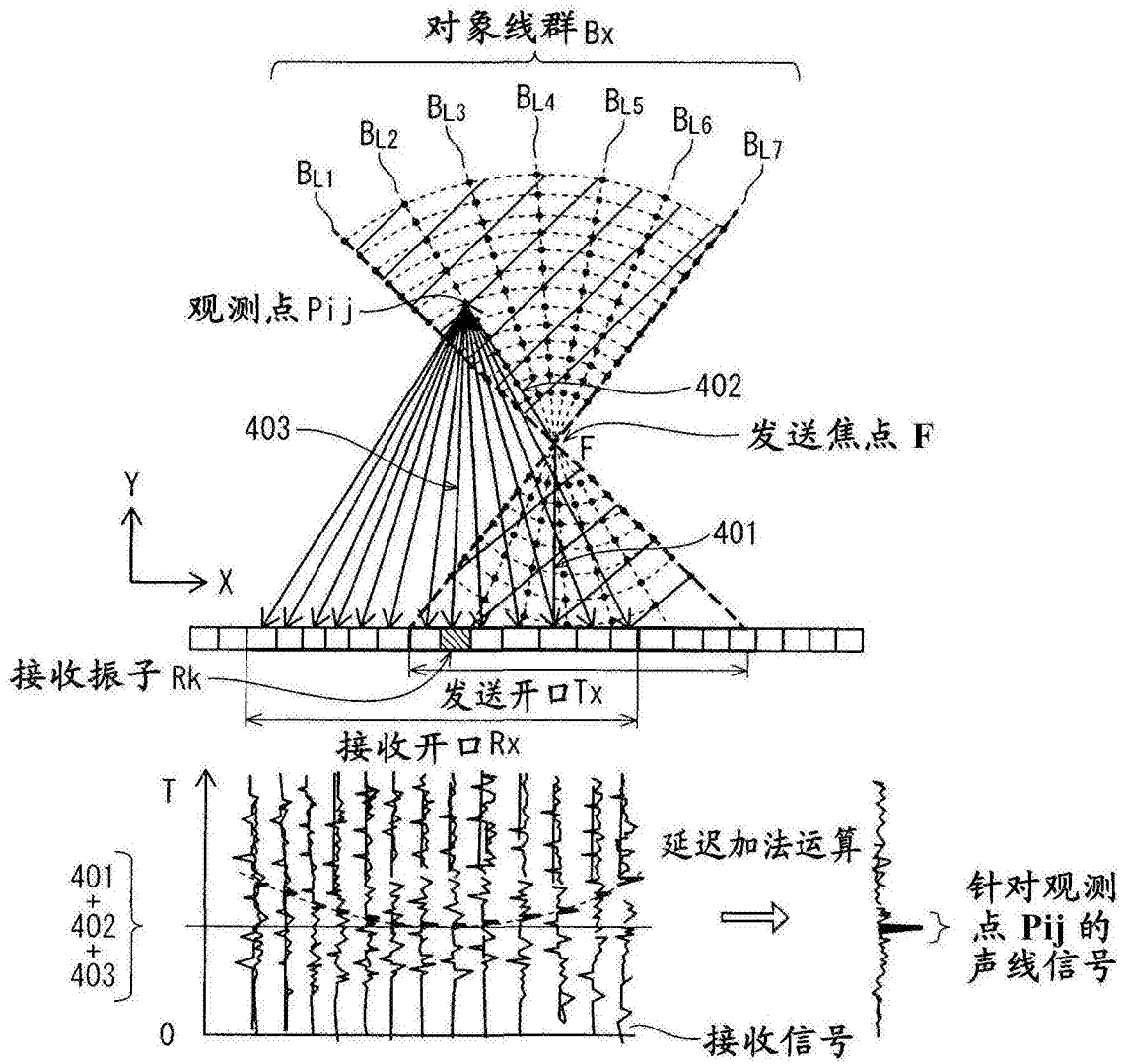


图13

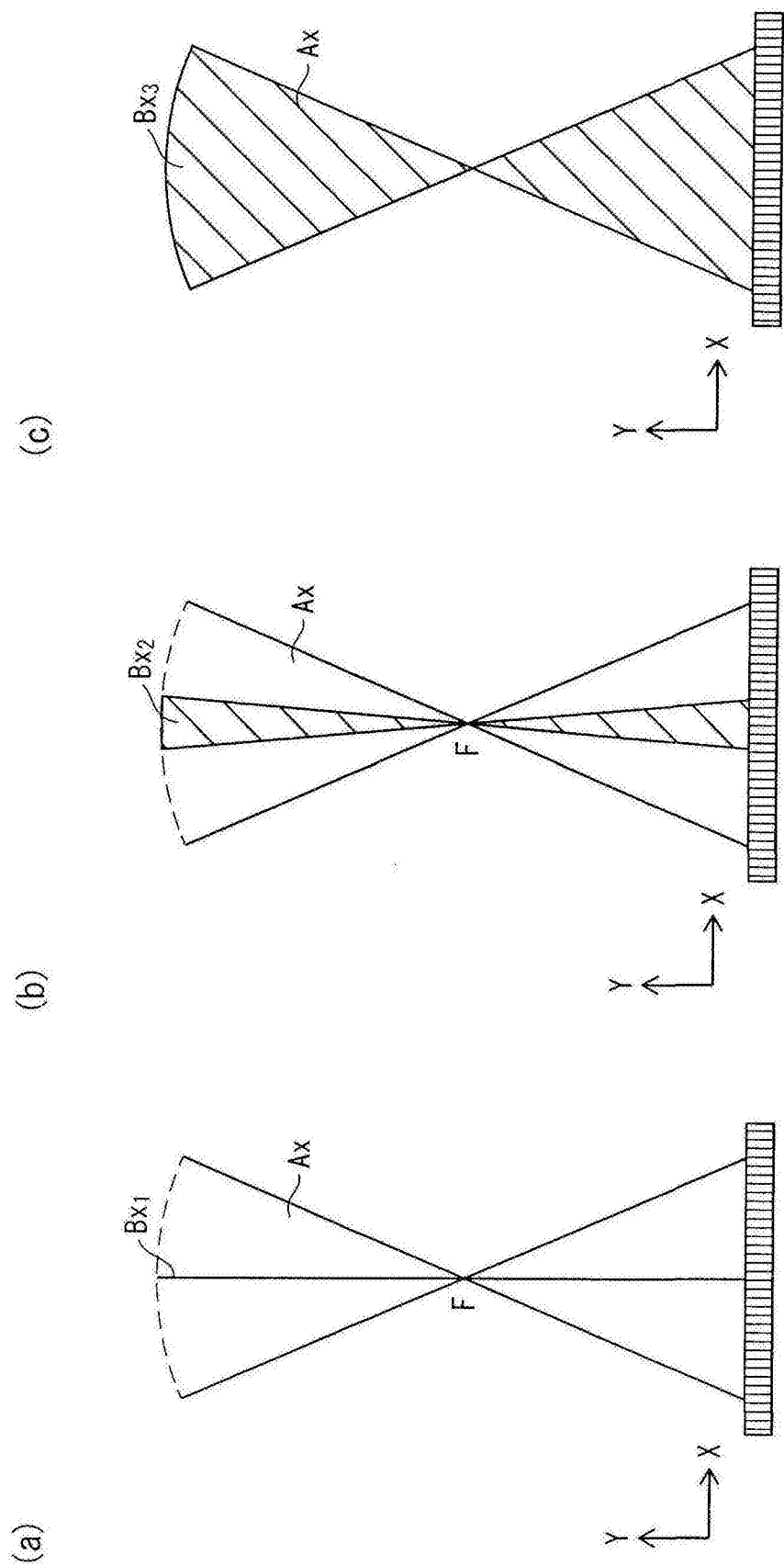


图14

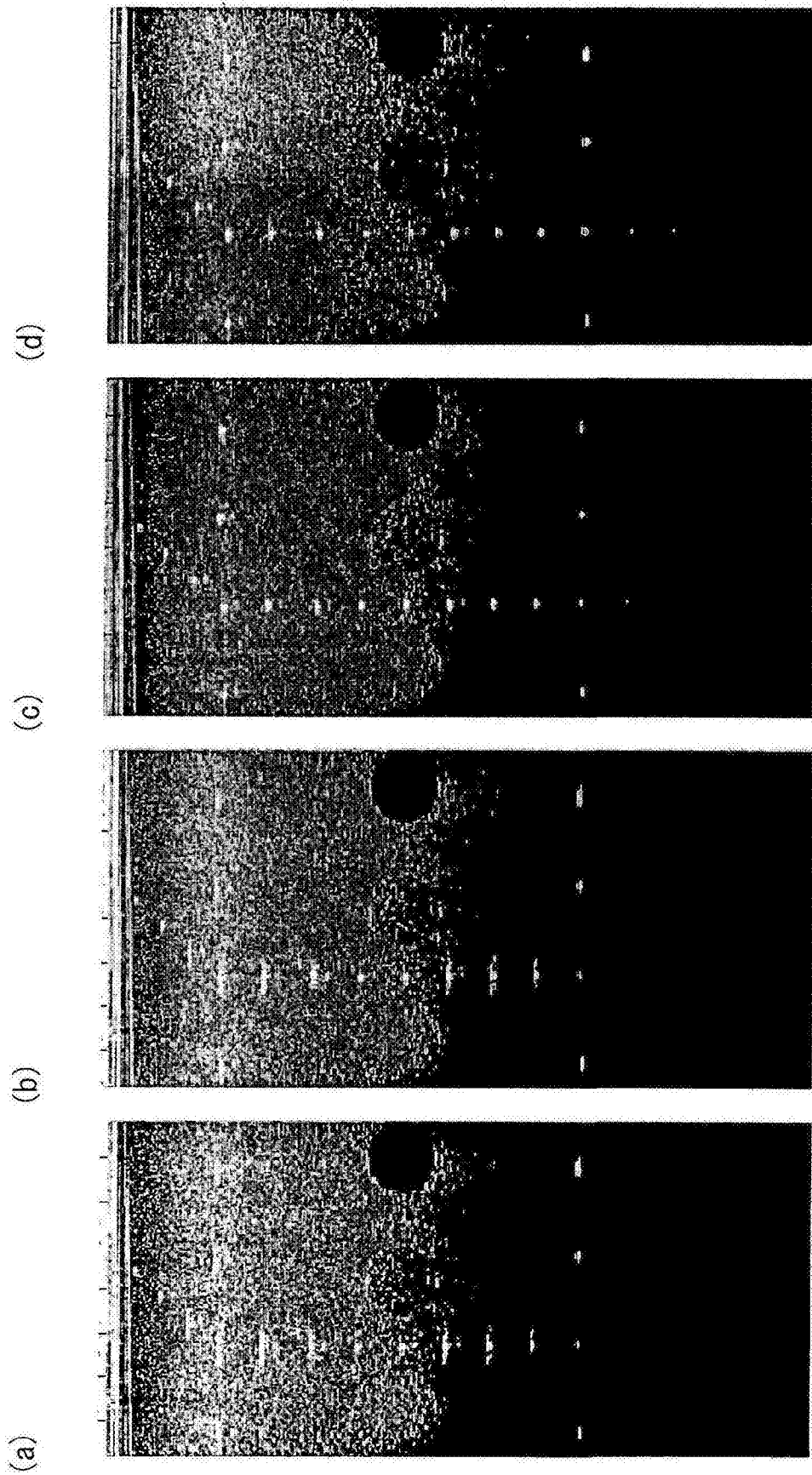


图15

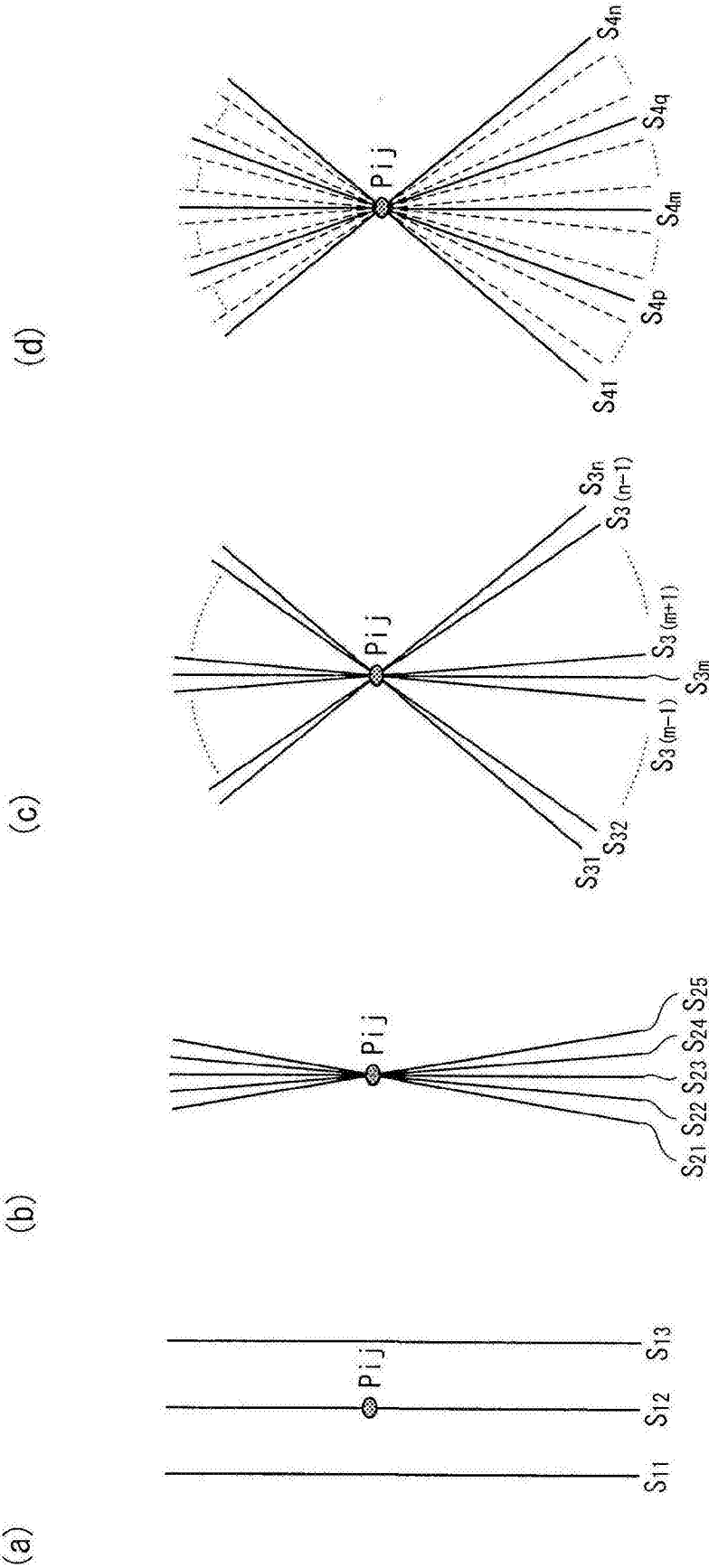


图16

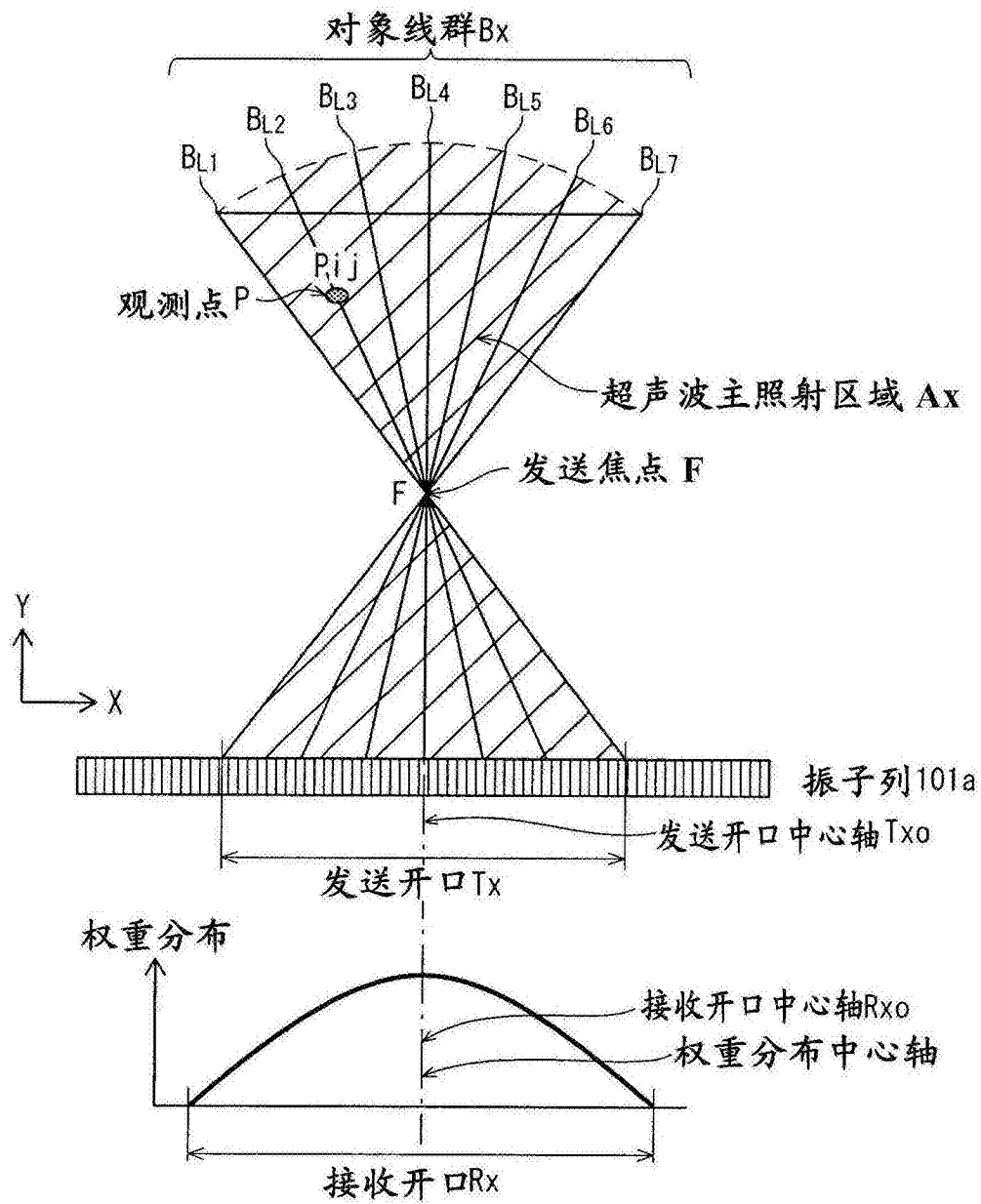


图17

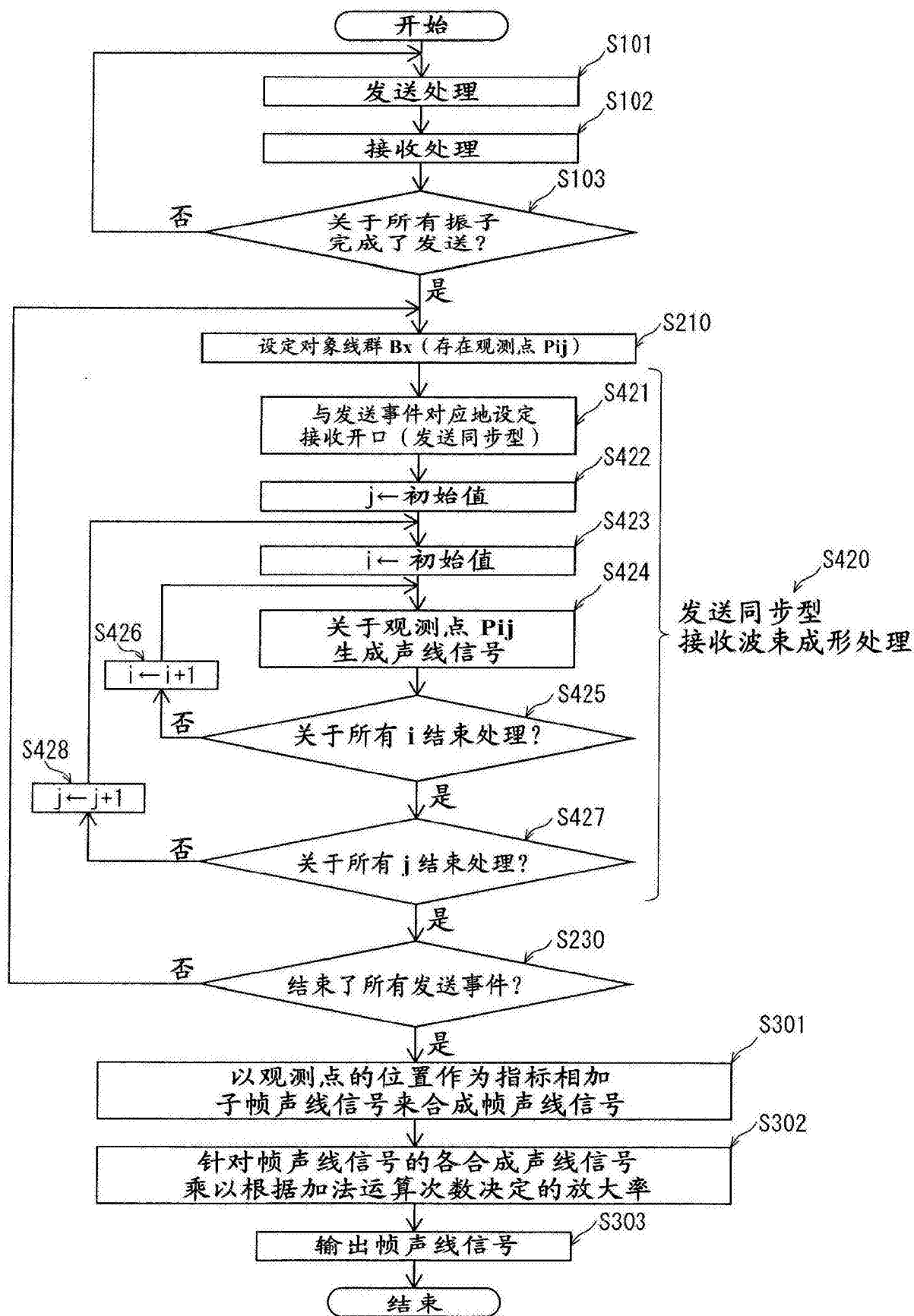


图18

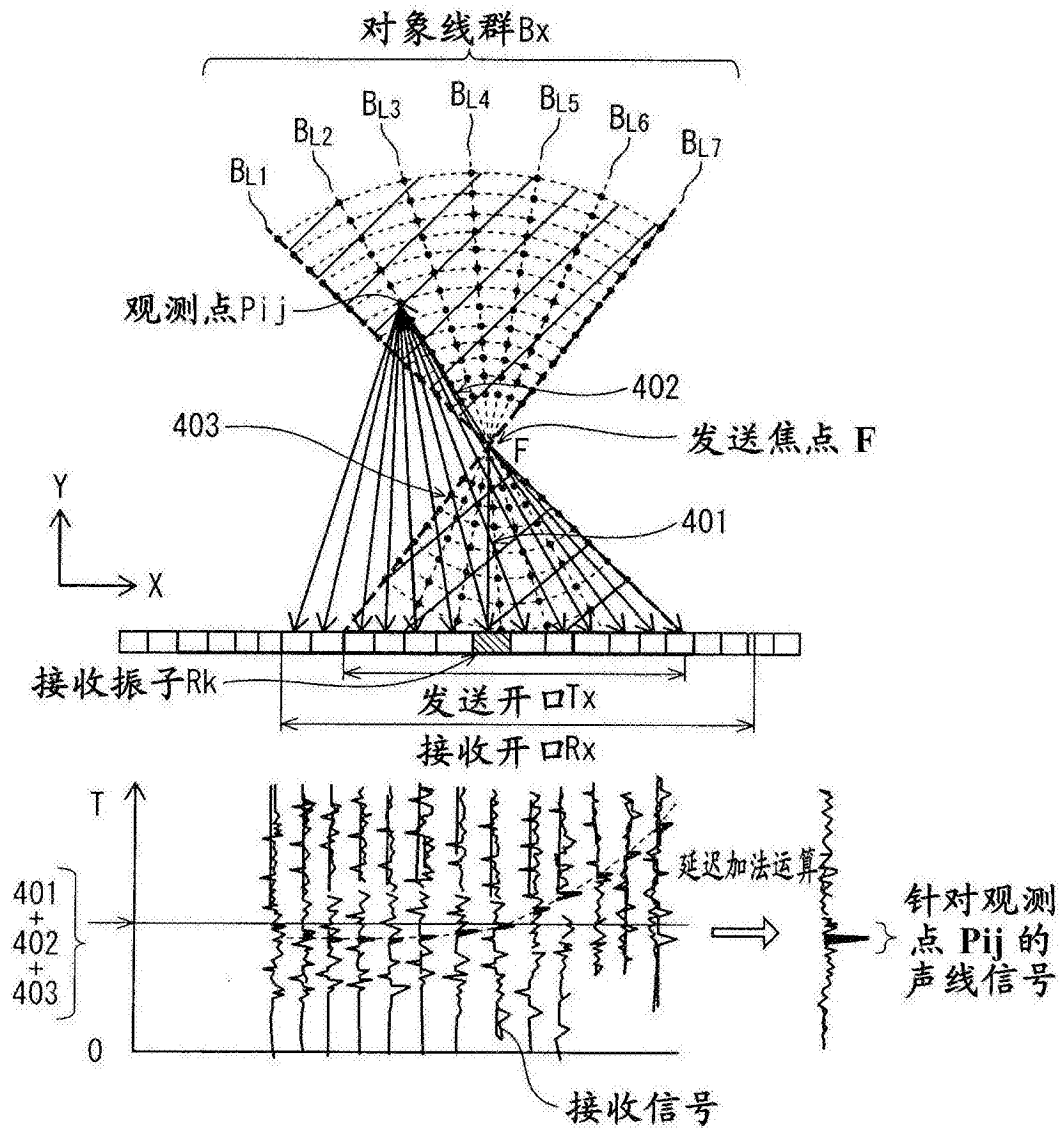


图19

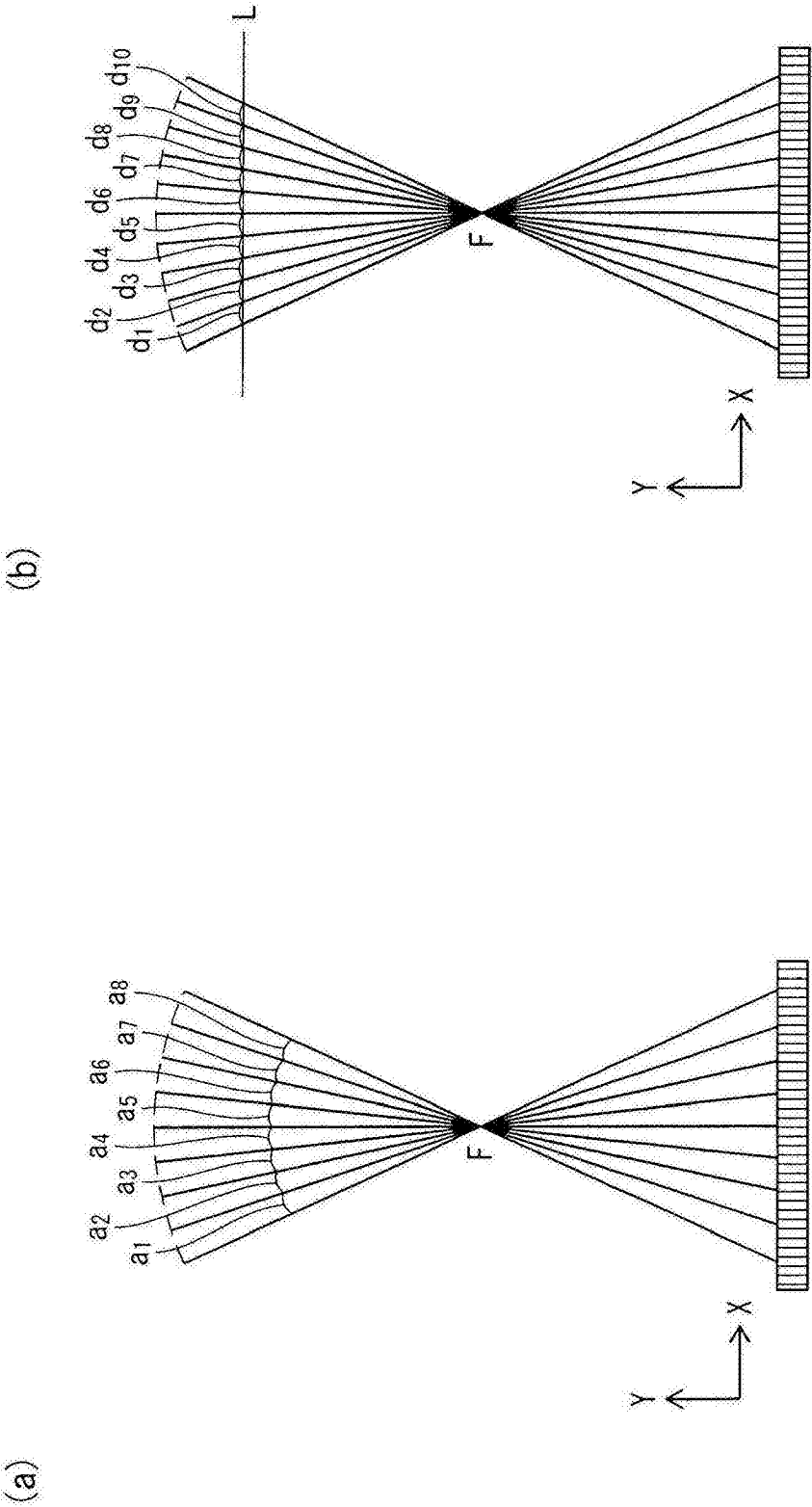


图20

专利名称(译)	超声波信号处理装置、超声波信号处理方法以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN107569254A	公开(公告)日	2018-01-12
申请号	CN2017110518717.9	申请日	2017-06-30
[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	G01S7/52087 A61B8/14 A61B8/4477 A61B8/5207 G01S7/52026 G01S15/8915 G01S15/8997 G10K11/346		
代理人(译)	张丽		
优先权	2016133382 2016-07-05 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波信号处理装置、超声波信号处理方法以及超声波诊断装置。超声波信号处理装置具备：发送部，针对每个发送事件变更规定超声波波束所会聚的位置的焦点，同时使所述超声波探测器针对每个发送事件向被检体内发送超声波波束；以及调相加法运算部，针对每个发送事件，关于在由通过焦点的多根对象线构成的对象线群上存在的多个观测点，将基于从各观测点所得到的反射超声波的接收信号列进行调相加法运算来生成子帧声线信号，其中，各对象线是直线，关于对象线上的一个观测点，该一个观测点与存在于同一对象线上的最接近的观测点的距离小于与存在于邻接的对象线上的最接近的观测点的距离。

