



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105491954 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201480045635. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 07. 17

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2013-171584 2013. 08. 21 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 02. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/069116 2014. 07. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/025655 JA 2015. 02. 26

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 高野慎太

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 朴英淑

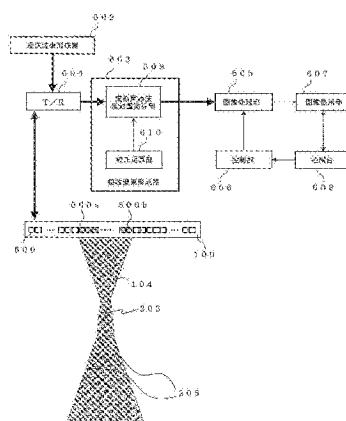
权利要求书2页 说明书10页 附图16页

(54) 发明名称

超声波成像装置

(57) 摘要

提供一种即使在进行了收敛发送的情况下也能够针对较宽范围的拍摄点求取精度高的延迟量的超声波成像装置。发送波束形成器(602)进行在被检测体内形成超声波束(104)的发送焦点(203)的收敛发送。接收波束形成器(603)具备:虚拟声源法延迟量运算部(609),将发送焦点(203)视为虚拟声源来求取接收信号的延迟量;和校正运算部(610),根据拍摄点的位置,对虚拟声源法延迟量运算部(609)所求取的延迟量进行校正。由此,针对较宽范围的拍摄点,能够求取精度高的延迟量。



1. 一种超声波成像装置,其特征在于,具有:
超声波元件阵列,沿规定方向排列了多个超声波元件;
发送波束形成器,形成所述超声波元件阵列在被检测体内进行送波的超声波束;
接收波束形成器,使由所述超声波元件阵列接收了在所述被检测体内反射的超声波的多个接收信号延迟来进行相位调整;和
图像处理部,使用所述接收波束形成器的输出结果来生成图像数据,
所述发送波束形成器进行在被检测体内形成所述超声波束的发送焦点的收敛发送,
所述接收波束形成器具备:
虚拟声源法延迟量运算部,将所述发送焦点视为虚拟声源来求取所述接收信号的延迟量;和
校正运算部,根据拍摄点的位置,对所述虚拟声源法延迟量运算部所求取的延迟量进行校正。
2. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,
在所述拍摄点与发送声波端相比更靠外侧的情况下,所述校正运算部对所述虚拟声源法延迟量运算部针对所述拍摄点求取的第1延迟量(D_1)进行校正,其中,所述发送声波端是将向所述被检测体内发送所述超声波束的所述超声波元件中位于两端的超声波元件和所述发送焦点相连接的2根线。
3. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,
将向所述被检测体内发送所述超声波束的所述超声波元件中位于两端的超声波元件和所述发送焦点相连接的2根线设为发送声波端,在所述拍摄点与所述发送声波端相比更靠外侧的情况下,所述校正运算部使用关于所述发送声波端的线上或2根所述发送声波端之间的点的虚拟声源法的第2延迟量(D_2),对所述虚拟声源法延迟量运算部针对所述拍摄点求取的第1延迟量(D_1)进行校正。
4. 根据权利要求3所述的超声波成像装置,其特征在于,
所述第2延迟量(D_2)的所述点是将所述拍摄点投影在最近的所述发送声波端上的点。
5. 根据权利要求4所述的超声波成像装置,其特征在于,
所述第2延迟量(D_2)的所述点位于使所述拍摄点沿着与所述超声波束的声轴正交的方向移动的位置。
6. 根据权利要求3至5中任一项所述的超声波成像装置,其特征在于,
使用所述第1延迟量(D_1)以及角 θ ,通过运算来求取所述第2延迟量(D_2),其中,所述角 θ 是连接所述拍摄点和所述发送焦点的线与所述超声波束的声轴所成的角。
7. 根据权利要求3至5中任一项所述的超声波成像装置,其特征在于,
所述校正运算部通过将所述第1延迟量(D_1)和所述第2延迟量(D_2)用权重值进行加权后相加,由此求取校正后的延迟量(D)。
8. 根据权利要求7所述的超声波成像装置,其特征在于,
加权的所述权重值是随着连接所述拍摄点和所述发送焦点的线与所述超声波束的声轴所成的角 θ 而发生变化的值。
9. 根据权利要求7所述的超声波成像装置,其特征在于,还具有:
保存每个所述拍摄点的所述权重值的保存部。

10. 根据权利要求7所述的超声波成像装置,其特征在于,还具有:
受理所述权重值的输入的受理部。

11. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,
所述超声波成像装置还具有对所述接收波束形成器的相位调整后的输出进行保存的
相位调整后输出保存部,

所述接收波束形成器从所述相位调整后输出保存部中读出从某一发送的所述超声波束的接收信号中得到的相位调整后输出,并与从另一发送的所述超声波束的接收信号中得到的相位调整后输出进行合成。

12. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,
所述超声波成像装置还具有确定所述接收波束形成器进行相位调整处理的所述拍摄点的范围的相位调整范围控制部,

所述相位调整范围控制部使用比所述发送波束形成器发送所述超声波束时的发送方向角还宽的角度范围和所述发送声波端的2根线,确定相位调整范围。

13. 根据权利要求12所述的超声波成像装置,其特征在于,
所述超声波成像装置还具有受理在所述相位调整范围控制部的处理中所使用的系数的受理部,

所述相位调整范围控制部通过在所述发送方向角上相乘所述受理部所受理的系数,从而求取所述角度范围。

超声波成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种将探头紧贴于被检测体来发送超声波,接收在被检测体内反射的超声波,将被检测体内的内部结构图像化的超声波成像技术。

背景技术

[0002] 所谓超声波成像技术是指,使用超声波(听不到的声波,一般为20kHz以上的高频的声波)以非侵入的方式将以人体为主的被检测体的内部结构图像化的技术。例如,医用超声波成像装置从超声波探头朝向被检测体的体内发送超声波束,并接收来自体内的回波信号。针对接收信号,通过接收波束形成器实施相位调整处理之后,通过图像处理部生成超声波图像。

[0003] 从超声波探头向被检测体的超声波束的发送方法有以下2种:发送扇形扩展的超声波束的放大发送;和在被检测体内配置超声波束的发送焦点来使超声波束收敛的收敛发送。收敛发送由于发送声压较大,因此适用于将高次谐波分量图像化的方法(Tissue Harmonic Imaging:THI)等。通过使用THI成像,能够减轻旁瓣或多重反射引起的伪像,对比度得以提高。

[0004] 在收敛发送中,使用将焦点视为声源来进行接收波束成形的虚拟声源法。但是,在虚拟声源法中,存在不能高精度地求取发送焦点附近的延迟量的问题。专利文献1公开了在进行收敛发送的超声波成像中,使用对虚拟声源法进行了改良的方法来进行开口合成的技术。具体来说,在使超声波束的能量收敛于焦点的区域(专利文献1的图2的区域A),将焦点视为虚拟声源来进行开口合成,在其周边的超声波能量漫射的区域(区域B、C),视为从探头的端部辐射了球面波,由此进行开口合成。此外,在专利文献1也公开了在区域B、C的更外侧的旁瓣区域(专利文献1的图6的区域D、E)中不进行开口合成的技术。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:JP特开平10-277042号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 在专利文献1所记载的技术中求取延迟量的区域A、B、C均在主瓣的范围内,不能利用对其外侧的旁瓣进行照射的范围的信息。因此,能够取得信息的范围较窄,难以实现高速拍摄。

[0010] 在此,使用图1来说明虚拟声源法不能高精度地求取发送焦点附近的延迟量的理由。想要通过虚拟声源法来求取延迟量,需要被检测体内的声速和声波传播时间。声波传播时间分为从声波发送的开始触发到某一拍摄点的去程传播时间、和从某一拍摄点到探头阵列的各元件的回程传播时间。在图1中为了求取拍摄点200的去程传播时间,首先求取从发送口径中心点202到发送焦点203的传播时间,从该值中减去从发送焦点203到拍摄点200的

传播时间。此外,为了求取拍摄点201的去程传播时间,首先求取从发送口径中心点202到发送焦点203的传播时间,在该值上相加从发送焦点203到拍摄点201的传播时间。进行减法运算还是进行加法运算根据拍摄点比起发送焦点203是否更靠近探头阵列100一侧来决定,若拍摄点位于探头阵列100侧,则进行减法运算,若拍摄点位于相反一侧,则进行加法运算。

[0011] 经过拍摄点200且以发送焦点203为中心的圆弧204、205分别表示同相位面,位于该圆弧204、205上的拍摄点的去程传播时间全都是相同值。在图1中,交叉的点线206是将探头阵列100中的发送了发送波束的多个元件的行的两端与发送焦点203进行几何连接的线(发送声波端206),表示不考虑超声波束的衍射、漫射的情况下的发送波束的照射范围。在拍摄点位于被发送声波端206所夹的区域的内侧的情况下,通过虚拟声源法,能够更高精度地计算延迟量。

[0012] 但是,在如图2的拍摄点300、301那样,在发送声波端206的外侧拍摄点位于同相位面304上的情况下,实际的去程传播时间并无较大差别,但由于拍摄点300与发送焦点203相比位于靠近探头阵列100的一侧,拍摄点与发送焦点203相比位于远离距探头阵列100的一侧,因此在通过虚拟声源法来求取的延迟量上产生较大差别。即,关于拍摄点300,在计算去程传播时间时从发送口径中心点到发送焦点203的传播时间中减去发送焦点203到拍摄点300的传播时间,而关于拍摄点301,在发送口径中心点到发送焦点203的传播时间上相加发送焦点203到拍摄点301的传播时间。因此,两者之间产生较大差异。此外,拍摄点300和拍摄点302的去程传播时间实际上不同,但若使用虚拟声源法来计算时会变成相同值。关于拍摄点301和拍摄点303也会发生同样的问题。

[0013] 这样,在虚拟声源法中,针对在发送焦点附近位于发送声波端206的外侧的拍摄点不能正确地计算声波传播时间,因此延迟量计算的精度不良。

[0014] 本发明解决上述这样的问题,目的在于,提供一种即使在进行收敛发送的情况下,针对较宽范围的拍摄点也能够求取高精度的延迟量的超声波成像装置。

[0015] 用于解决课题的手段

[0016] 为了达成上述目的,本发明的超声波成像装置具有:沿规定方向排列了多个超声波元件的超声波元件阵列;形成超声波元件阵列在被检测体内进行送波的超声波束的发送波束形成器;使所述超声波元件阵列对在被检测体内反射的超声波进行了接收的多个接收信号延迟来进行相位调整的接收波束形成器;和使用所述接收波束形成器的输出结果来生成图像数据的图像处理部。发送波束形成器进行在被检测体内形成超声波束的发送焦点的收敛发送。接收波束形成器具备:将发送焦点视为虚拟声源来求取接收信号的延迟量的虚拟声源法延迟量运算部;和根据拍摄点的位置对虚拟声源法延迟量运算部所求取的延迟量进行校正的校正运算部。

[0017] 发明效果

[0018] 根据本发明的超声波成像装置,由于能够对通过虚拟声源法而求取到的延迟量进行校正,因此即使在进行收敛发送的情况下,针对较宽范围的拍摄点也能够求取精度高的延迟量。由此,能够得到高精度的超声波图像。

附图说明

[0019] 图1是说明基于虚拟声源法的延迟量计算的概要的图。

- [0020] 图2是说明虚拟声源法的发送焦点附近的问题点的图。
- [0021] 图3是表示第1实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。
- [0022] 图4是说明求取第1实施方式的校正后的延迟量的原理的图。
- [0023] 图5是说明求取第1实施方式的点803的延迟量(D_2)的计算式的图。
- [0024] 图6是表示发送焦点深度的发送声波波面的形状の説明图。
- [0025] 图7是表示第1实施方式的权重值 a 的函数的曲线图。
- [0026] 图8是说明在第1实施方式中针对沿着扫描线901的拍摄点求取校正后的延迟量的原理的图。
- [0027] 图9是表示第1实施方式的接收波束形成器的动作的流程图。
- [0028] 图10是表示第2实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。
- [0029] 图11是表示第3实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。
- [0030] 图12是表示第4实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。
- [0031] 图13是说明第4实施方式的发送间合成部1300的开口合成处理的图。
- [0032] 图14是表示第5实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。
- [0033] 图15(a)是表示现有的超声波诊断装置的相位调整范围105aの説明图,(b)是表示第5实施方式的相位调整范围105bの説明图。
- [0034] 图16(a)是表示现有的通常成像的相位调整范围105a和图像生成范围501の説明图,(b)是表示以现有的相位调整范围105a进行了高速拍摄时的图像生成范围501の説明图,(c)是表示第5实施方式的相位调整范围105b和图像生成范围501の説明图。
- [0035] 图17是表示第6实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。

具体实施方式

[0036] 以下,使用附图来说明用于实施本发明的方式。另外,本发明并不限于以下的实施方式。

[0037] (第1实施方式)

[0038] 本发明的第1实施方式的超声波成像装置例如如图3所示,具备沿着规定方向排列了多个超声波元件600的超声波元件阵列(探头阵列)100、发送波束形成器602、接收波束形成器603和图像处理部605。发送波束形成器602形成超声波元件阵列100在被检测体内进行送波的超声波束104。接收波束形成器603使超声波元件阵列100接收了在被检测体内反射的超声波的多个接收信号延迟来进行相位调整。图像处理部605使用接收波束形成器603的输出结果来生成图像数据。

[0039] 发送波束形成器602进行在被检测体内形成超声波束104的发送焦点203的收敛发送。接收波束形成器603具备将发送焦点203视为虚拟声源来求取接收信号的延迟量的虚拟声源法延迟量运算部609、和根据拍摄点的位置对虚拟声源法延迟量运算部609所求取的延迟量进行校正的校正运算部610。

[0040] 例如,在拍摄点(例如如图4的拍摄点802)比发送声波端206更靠外侧的情况下,校正运算部610校正针对拍摄点802由虚拟声源法延迟量运算部609求取到的延迟量(D_1),其中,发送声波端206是对向被检测体内发送超声波束104的超声波元件600中位于两端的超声波元件600a、600b和发送焦点203进行连接的2根线。

[0041] 具体来说,如图4所示,在拍摄点802与发送声波端206相比位于更外侧的情况下,校正运算部610使用针对点803通过虚拟声源法求取的延迟量(D_2)来校正针对拍摄点802由虚拟声源法延迟量运算部609求取的延迟量(D_1)。点803是位于发送声波端206的线上或2根发送声波端206之间的点。由于能够降低计算量,因此优选点803是投影在最接近拍摄点802的发送声波端206上的点。拍摄点802向发送声波端206的投影例如通过使拍摄点802沿着与超声波束104的声轴702正交的方向移动来进行。

[0042] 校正运算部610例如通过对上述延迟量(D_1)和延迟量(D_2)进行加权相加,从而得到校正后的延迟量 D 。加权的权重值例如使用以连接拍摄点802和发送焦点203的线与超声波束104的声轴702所成的角 θ (图5)为变量的函数。

[0043] 以下,进一步具体说明。如图3那样,在发送波束形成器602以及接收波束形成器603与超声波元件阵列100之间,配置了用于对收发信号进行分离的收发分离电路(T/R)604。图像处理部605连接了进行控制的控制部606和显示图像数据的图像显示部607。控制部606连接了进行图像生成条件等摄像条件的设定等的控制台608。

[0044] 虚拟声源法延迟量运算部609通过虚拟声源法而设成虚拟声源位于发送焦点203处,根据期望的拍摄点距发送焦点203的距离,求取接收信号的延迟量(D_1)。基于虚拟声源法的延迟量的运算方法由于是广为公知的方法,故在此省略详细说明,如使用图1所说明的那样,使用被检测体内的声速和声波传播时间来计算延迟量。声波传播时间分为发送波束形成器602中的超声波束104的发送开始触发到拍摄点为止的去程传播时间、拍摄点到超声波元件阵列100的超声波元件600为止的回程传播时间。去程传播时间在拍摄点与发送焦点203相比更靠超声波元件阵列100侧的情况下(例如拍摄点200(图1)的情况),从发送口径中心点202到发送焦点203的传播时间中减去发送焦点203到拍摄点200的传播时间。在拍摄点与发送焦点203相比更远离了距超声波元件阵列100的情况下(例如拍摄点201的情况),在发送口径中心点202到发送焦点203的传播时间上相加发送焦点203到拍摄点201的传播时间,由此设为去程传播时间。这样,在虚拟声源法中,根据距发送焦点203的距离来决定去程传播时间,以发送焦点203为中心的同心圆的圆弧204表示同相位面(发送声波波面)。

[0045] 但是,在通过仿真来求取实际的发送声波波面时,如图6所示,发送焦点203附近的发送声波波面700相对于发送声轴702而接近于垂直,换言之,是相对于超声波元件阵列100的表面接近水平的形状。(另外,在图6中,由于发送声波波面700表示了具有一定值以上的声强的区域,因此波面700在发送声轴方向上具有宽度),因此可以推测实际的发送声波波面在发送焦点203附近并不是以发送焦点203为中心的同心圆,而是越接近发送焦点203曲率越小、在发送焦点203处是接近于直线的波面。因此,在发送焦点203的附近,无法通过虚拟声源法高精度地求取延迟量。

[0046] 因此,在本实施方式中,校正运算部610求取对由虚拟声源法延迟量运算部609针对期望的拍摄点所求取的延迟量(D_1)进行了校正的延迟量(D)。由此,能够高精度地求取发送焦点203附近的延迟量(D)。此外,即使在拍摄点比发送声波端206更靠外侧的情况下也能够高精度地求取延迟量(D)。

[0047] 使用图4来说明基于校正运算部610的校正运算。例如,拍摄点802的延迟量(D)是使用虚拟声源法延迟量运算部609所求取的延迟量(D_1)、和针对将拍摄点802投影到发送声波端206的线上或2根发送声波端206之间的点803通过虚拟声源法而求取到的延迟量(D_2)

来求取的。具体来说,点803是将拍摄点802投影到声轴702、发送声波端206、被发送声波端206所夹的区域内的预先规定的任意的线上的点。投影通过使拍摄点802沿着与声轴702正交的方向移动到这些线上来进行。

[0048] 针对点803通过虚拟声源法求取到的延迟量(D_2)虽然可以由虚拟声源法延迟量运算部609通过运算来求取,但也可以根据通过计算从针对拍摄点802而求取的延迟量(D_1)的值中求出。通过根据延迟量(D_1)来求取延迟量(D_2),从而能够降低接收波束形成器603的计算量。具体来说,在将点803设为发送声波端206上的点的情况下,通过计算式(1),能够根据延迟量(D_1)的值来求取延迟量(D_2)。

[0049] (计算式1)

$$[0050] \quad D_2 = (D_1 |\cos \theta|) / \cos \theta_1 \quad \dots (1)$$

[0051] 其中, θ_1 是发送声波端206与声轴702所成的角, θ 是连接拍摄点和发送焦点203的线与声轴702所成的角。

[0052] 校正运算部610如计算式(2)那样将针对拍摄点802通过虚拟声源法求取到的延迟量 D_1 、和针对点803通过虚拟声源法求取到的延迟量(D_2)进行加权后相加,由此求取校正后的拍摄点802的延迟量 D 。

[0053] 【计算式2】

$$[0054] \quad D = \frac{1}{a} D_1 + \frac{a-1}{a} D_2 \quad \dots (2)$$

[0055] 在计算式(2)中, a 是权重值,可通过以下的计算式(3)来求取。

[0056] 【计算式3】

$$[0057] \quad a = \left(\frac{a_0 - 1}{1 - \sin \theta_1} \right) \sin \theta + \left(a_0 - \frac{a_0 - 1}{1 - \sin \theta_1} \right) \quad \dots (3)$$

[0058] 如计算式(3)那样,权重值 a 是以 $\sin \theta$ 为变量的函数,在此,使用图7的曲线图那样的权重值 a 。在 $\sin \theta$ 的绝对值小于 $\sin \theta_1$ 的绝对值的情况下,如图4所示那样,拍摄点802a位于由发送声波端206所夹的区域内。因此,设定 $a=1$,计算式(2)的 D_2 的权重($(a-1)/a$)变成0,延迟量 $D=D_1$ 。即,在拍摄点802a位于由发送声波端206所夹的区域内时,延迟量(D)等于虚拟声源法延迟量运算部609求取到的延迟量(D_1)。

[0059] 在 $\sin \theta$ 的绝对值为1的情况下,如图4所示那样,拍摄点802c位于相对于发送焦点203水平的位置上。在该情况下,如图7那样,设定 $a=a_0$ (其中, a_0 是 $a_0>1$ 的常数),设定在计算式(2)的右边与第1项的 D_1 的权重($1/a$)相比第2项的 D_2 的权重($(a-1)/a$)更大的延迟量 D 。

[0060] 在 $\sin \theta$ 的绝对值为 $\sin \theta_1$ 的绝对值以上且小于1时,如图7那样,根据 $\sin \theta$ 的值而将 a 设定成大于1且小于 a_0 的值,对于延迟量 D 而言,在计算式(2)的右边与 $\sin \theta$ 的绝对值与 $\sin \theta_1$ 的绝对值相同时相比第2项的 D_2 的权重变大,与 $\sin \theta$ 的绝对值为1时相比 D_2 的权重变小。

[0061] 由此,如图8所示,在位于扫描线901上的拍摄点之中,针对位于由发送声波端206所夹的区域内的拍摄点802a、802e,设定通过虚拟声源法求取到的延迟量(D_1)。针对位于发送声波端206的外侧的拍摄点802b、802c、802d,设定连接这些点和发送焦点203的线与声轴702所成的角 θ 所对应的延迟量(D)。由此,即使在拍摄点位于发送焦点203的附近或者与发送声波端206相比更靠外侧的情况下,也能够高精度地求取延迟量(D)。

[0062] 使用图9来说明上述的接收波束形成器603的整体的动作。接收波束形成器603例如由CPU和保存有程序的存储器构成,通过CPU读取程序并执行,实现虚拟声源法延迟量运算部609和校正运算部610的动作。

[0063] 首先,在图9的步骤1901中,接收波束形成器603的虚拟声源法延迟量运算部609从发送波束形成器602接收发送焦点的位置,从控制部606接收扫描线901的位置。针对扫描线901上的规定间隔的多个拍摄点,分别通过虚拟声源法来计算延迟量(D_1)。

[0064] 接下来,在步骤1902中,校正运算部610根据步骤1901中的每个拍摄点的延迟量(D_1),通过上述的计算式(1),求取将拍摄点投影到发送声波端206时的延迟量(D_2)。其中,计算式(1)的 θ_1 使用根据来自发送波束形成器602的发送焦点203的深度以及所驱动的超声波元件600的两端位置通过运算而求取到的值。或者,也可以将按照每个发送焦点203的深度来预先求取的值用作 θ_1 。另一方面, θ 使用根据扫描线901上的拍摄点和发送焦点203的位置通过运算而求取到的值。或者,也可以将按照拍摄点以及发送焦点203的组合的每一个而预先求取到的值作为 θ 。进而,校正运算部610将 θ_1 以及 θ 代入到计算式(3)中,按照每个拍摄点求取权重值 a 。将求取的 a 、 D_2 以及在步骤1901中求取的延迟量 D_1 代入计算式(2)中,计算出校正后的延迟量(D)。

[0065] 进入步骤1903,校正运算部610经由收发分离电路(T/R)604来接收各超声波元件600的接收信号,根据校正后的延迟量(D)使其延迟后相加,从而进行相位调整。通过针对扫描线901上的各拍摄点进行该处理,从而按照扫描线901的每个拍摄点对接收信号进行相位调整后生成1个光栅的图像(相位调整输出),并传递给图像处理部605。

[0066] 图像处理部605进行将多个扫描线901的相位调整输出(光栅)进行排列等处理,生成超声波成像图像,并显示于图像显示部607。

[0067] 如上所述,在本发明中,能够求取对基于虚拟声源法的延迟量(D_1)进行了校正的延迟量(D)。由于通过该校正的运算,不论拍摄点是否在主瓣内,都能够高精度地求取延迟量(D),因而针对远离了发送焦点203的位置处的扫描线901,也能够求取高精度的相位调整输出(光栅)。因此,扫描线901的可设定范围较宽,能够通过1次发送生成宽范围的多个相位调整输出(光栅)。由此,能够通过较少的发送次数来生成高精度的图像。

[0068] 另外,在图7中,示出了 a 的函数是以直线连接了 $\sin\theta=1$ 的 $a=a_0$ 与 $\sin\theta=|\sin\theta_1|$ 的 $a=1$ 之间的函数的情况,但本实施方式并不限于图7的函数,也能够采用以任意的曲线连接了 $\sin\theta=1$ 的 $a=a_0$ 与 $\sin\theta=|\sin\theta_1|$ 的 $a=1$ 之间的函数。

[0069] 在上述的实施方式中,基于角 θ 设定了权重值 a ,但也可以是基于从发送焦点203到拍摄点802等的距离、或者角 θ 和距离的双方来设定权重值 a 。

[0070] 此外,作为求取延迟量 D_2 的点803的投影方法,对使拍摄点802与声轴垂直地移动的方法进行了说明,但并不限于该方法,当然也能够求取沿着更实际的波面形状的位置的点803,并针对点803求取延迟量 D_2 。

[0071] (第2实施方式)

[0072] 使用图10来说明本发明的第2实施方式的超声波成像装置。

[0073] 如图10所示,第2实施方式的超声波成像装置是与第1实施方式的超声波诊断装置(图3)相同的构成,但在校正运算部610中还配置有保存每个摄像位置的权重值的保存部(权重表1100)。在权重表1100中,保存有按照可设定的拍摄点以及发送焦点203的每个组合

而预先求取的权重值 a 。如在第1实施方式中使用计算式(3)所说明的那样,权重值 a 是连接拍摄点和发送焦点的线与光轴所成的角 θ 的函数,因此能够按照所设想的拍摄点以及发送焦点的每个组合来预先求取。

[0074] 由此,校正运算部610在图9的步骤1902中,从权重表1100中读出权重值并使用即可。因此,无需每次摄影都计算权重值 a ,能够降低校正运算部610的运算量。由此,能够实现接收波束形成器603的运算速度的提高、小型化以及超声波成像装置的低成本化。

[0075] 另外,上述说明以外的装置的构成以及动作与第1实施方式相同,故省略说明。

[0076] (第3实施方式)

[0077] 使用图11来说明本发明的第3实施方式的超声波成像装置。

[0078] 第3实施方式的超声波成像装置是与第2实施方式的超声波成像装置(图10)相同的构成,但是如图11那样,在接收波束形成器603内还配置有权重变更模块1200。在本实施方式中,控制台608还作为从操作者受理权重值 a 的输入的受理部而发挥作用。具体来说,权重变更模块1200经由超声波成像装置的主体50所配备的输入输出端口1201而与控制台608连接。

[0079] 权重变更模块1200经由控制台608从操作者受理权重值 a 的每个值或者整个表的值,并置换为保存在权重表1100内的值或者表。由此,能够根据想要拍摄的被检测体的特征,变更成合适的权重值 a ,因此能够通过校正运算部610求取适合于被检测体的延迟量(D)。其他构成以及动作与第2实施方式相同,故省略说明。

[0080] 此外,在不具备权重表1100的接收波束形成器603中,还能够配置权重变更模块1200。在该情况下,权重变更模块1200将校正运算部610在权重值 a 的运算中所使用的参数变更为从控制台608受理的值。例如,将在计算式(3)的运算中所使用的常数 a_0 变更为从控制台608受理的值。由此,能够根据被检测体来变更为适合于被检测体的 a_0 ,因此能够通过校正运算部610来求取适合于被检测体的延迟量(D)。

[0081] 其他构成以及动作与第1以及第2实施方式相同,故省略说明。

[0082] (第4实施方式)

[0083] 使用图12来说明本发明的第4实施方式的超声波成像装置。

[0084] 第4实施方式中的超声波成像装置的接收波束形成器603进行基于开口合成法的波束成形。如图12那样,还具有保存接收波束形成器603的相位调整后的输出的相位调整后输出保存部(波束存储器1301)。接收波束形成器603从相位调整后输出保存部中读出从某一发送的超声波束104的接收信号中得到的相位调整后输出,将其与从另一发送的超声波束的接收信号中得到的相位调整后输出合成。对此将进一步说明。

[0085] 在接收波束形成器603内配置发送间合成部1300,在主体50中除了配置有波束存储器1301以外,还配置有帧存储器1302。其他构成与第3实施方式相同。

[0086] 接收波束形成器603针对1次发送设定多个扫描线,使用针对各扫描线上的多个拍摄点由虚拟声源法延迟量运算部609和校正运算部610所求取的延迟量(D),对接收信号进行相位累加。由此,得到相位调整后输出(光栅)。所得到的多个相位调整后输出(光栅)经过发送间合成部1300后被送到波束存储器1301中,在此进行保存。发送间合成部1300从储存在波束存储器1301中的多个相位调整后输出(光栅)中,读出对特定(同一)的拍摄点的多个相位调整结果后将它们进行合成(开口合成)。例如,如图13所示,关于与在第 k 次发送中取得了相

位调整输出的扫描线133处于相同位置的扫描线131、132,在波束存储器1301中保存有通过第j次发送以及第k次发送而取得的相位调整输出时,发送间合成部1300从波束存储器1301中读出第j次发送、第k次发送的拍摄点101的相位调整输出,与第k次发送的拍摄点101的相位调整输出进行合成(开口合成)。同样地,其他拍摄点102、103等也是按每个拍摄点对相位调整输出进行合成。这样,通过进行开口合成,能够提高每个拍摄点的相位调整输出的精度。

[0087] 进行合成处理后的开口合成图像被储存在帧存储器1302中,并被送到图像处理部605,显示于图像显示部607。图像处理部605将通过开口合成而得到的图像显示于图像显示部607。

[0088] 权重变更模块1200等其他构成及其动作与第3实施方式以及第1实施方式相同,故省略说明。

[0089] 本发明的接收波束形成器603能够对通过虚拟声源法而求取的延迟量(D_1)进行校正来获得延迟量(D),因而不论是否在主波束内,针对远离了发送焦点203的位置处的拍摄点(扫描线901),也能够高精度地求取相位调整输出(光栅)。因此,由于通过1次发送就能够得到宽范围的多个光栅,所以通过将其保存在波束存储器1301中且与在其他发送中得到的光栅进行开口合成,从而能够生成更高精度的光栅,生成图像。

[0090] (第5实施方式)

[0091] 使用图14~16来说明本发明的第5实施方式的超声波成像装置。第5实施方式的超声波成像装置的接收波束形成器603进行高帧速率摄像以及基于开口合成法的波束成形。

[0092] 如图14所示,在主体50中,还配置有用于确定接收波束形成器603进行相位调整处理的拍摄点的范围的相位调整范围控制部1402。相位调整范围控制部1402使用比发送波束形成器602的超声波束104的发送时的发送方向角更宽的角度范围、和发送声波端206的2根线,确定相位调整范围。此外,在主体50中,还配置有方向角信息存储部1400和发送间隔信息存储部1401。其他构成与第4实施方式的超声波成像装置相同,故省略说明。

[0093] 方向角信息存储部1400从发送波束形成器602接收设定参数中的发送开口P和发送频率f,根据计算式(4),通过计算来求取发送方向角 θ_a ,并对其进行存储。

[0094] (计算式4)

[0095] $\sin\theta_a = v/(f \cdot P) \quad \dots (4)$

[0096] 其中,将被检测体内的声速设为v,将超声波元件600的振子设为长方形。

[0097] 发送间隔信息存储部1401从发送波束形成器602接收沿着探头阵列100的方向的发送波束(超声波束)104的发送间隔的信息并将其存储。相位调整范围控制部1402从方向角信息存储部1400以及发送间隔信息存储部1401中分别接收发送方向角 θ_a 以及发送间隔503b,并基于此来决定对拍摄点的范围进行确定的相位调整范围105b,指定给虚拟声源法延迟量运算部609。虚拟声源法延迟量运算部609针对所指定的相位调整范围105b内的拍摄点,求取延迟量。

[0098] 使用图15(a)、(b),对相位调整范围控制部1402的动作进一步进行说明。相位调整范围105b一般能够通过发送声场的简易作图法来求取。在通过电子聚焦、声透镜以及凹面振子等成为了发送波束集中的收敛发送的情况下,首先,如图15(a)所示,从发送口径两端的超声波元件602引出在发送焦点203处交叉的交线(发送声波端)206。接着,以发送声轴

702为中心,引出所成角为发送方向角 θ_a 的2根线207a。由发送声波端206和线207a中的外侧的部分所包围的范围就是一般的相位调整范围105a。

[0099] 在本实施方式中,如图15(b)所示,相位调整范围控制部1402使用如计算式(5)所示那样将发送方向角 θ_a 与系数b相乘而得到的发送方向角 θ_b 的值,引出2根线207b。将由发送声波端206和线207b中的外侧的部分所包围的范围设定为相位调整范围105b。

[0100] (计算式5)

$$[0101] \quad \theta_b = b \cdot \theta_a \quad \dots (5)$$

[0102] 相位调整范围控制部1402参照预先确定的计算式或者表,将系数b设定成如图16(c)所示那样相位调整范围105b的最小宽度502b比从发送间隔信息存储部1401读取的发送间隔503b大。

[0103] 本发明的接收波束形成器603由于能够对通过虚拟声源法求取的延迟量(D_1)进行校正来得到延迟量D,因而针对远离了发送焦点203的位置处的拍摄点,也能够高精度地求取延迟量(D)。因此,能够使用校正后的延迟量(D)来高精度地求取相位调整输出(光栅)。

[0104] 通过如图16(c)那样扩大相位调整范围105b,从而能够设定发送间隔503b,该发送间隔503b是如图16(b)那样在通常的相位调整范围105a中最小宽度502a的相位调整范围105a互不重叠而产生遗漏区域504导致无法进行设定的区域。由此,与如图16(a)那样使用现有的相位调整范围105a时所需的发送间隔503a相比,如图16(c)那样设定较宽的发送间隔503b,能够进行高帧速率摄像(高速拍摄)。

[0105] 由于通过扩大相位调整范围105b,能够通过1次发送就得到宽范围的多个光栅,因此通过将其保存在波束存储器1301中,与通过其他发送得到的光栅进行开口合成,从而针对范围501(图16(c))能够生成高精度的超声波图像。

[0106] 另外,若发送间的相位调整范围105b的重叠少,则在开口合成后的图像中会产生块噪声,因此优选将系数b设定成至少3个以上的发送间的相位调整范围105b重叠。

[0107] 其他构成以及动作与第4实施方式相同,故省略说明。

[0108] (第6实施方式)

[0109] 使用图17来说明本发明的第6实施方式的超声波成像装置。第6实施方式的超声波成像装置如图17那样是与第5实施方式的超声波成像装置(图14)相同的构成,但能够从外部对相位调整范围控制部1402进行调整。具体来说,控制台608还作为受理在相位调整范围控制部1402的处理中所使用的系数的受理部而发挥作用。在主体50中,配置输入输出端口1600,输入输出端口1600将相位调整范围控制部1402连接到控制台608。相位调整范围控制部1402通过将发送方向角 θ_a 与由受理部(控制台608)受理的系数相乘来求取角度范围(θ_b)。

[0110] 操作者对控制台608进行操作,手动设定在第5实施方式中所说明的计算式(5)的系数b的值、或者由相位调整范围控制部1402对所设定的系数b进行微调。

[0111] 由此,能够根据随着被检测体的不同而不同的声波的散射状态,适当地调整系数b的值,因而能够设定适当的相位调整范围105b。因此,虽然是高帧速率摄像,但能够生成更高精度的超声波图像。

[0112] 符号说明

[0113] 100 探头阵列

[0114] 104 发送波束(超声波束)

-
- [0115] 105a、b 相位调整范围
 - [0116] 202 发送口径中心点
 - [0117] 203 发送焦点
 - [0118] 206 发送声波端
 - [0119] 501 多个发送中的开口合成的相位调整范围
 - [0120] 503a、b 发送间隔
 - [0121] 504 相位调整范围不重叠的遗漏区域
 - [0122] 609 虚拟声源法延迟量运算部
 - [0123] 610 校正运算部
 - [0124] 700 发送焦点深度的发送声波波面
 - [0125] 901 虚拟扫描线
 - [0126] 1100 权重表

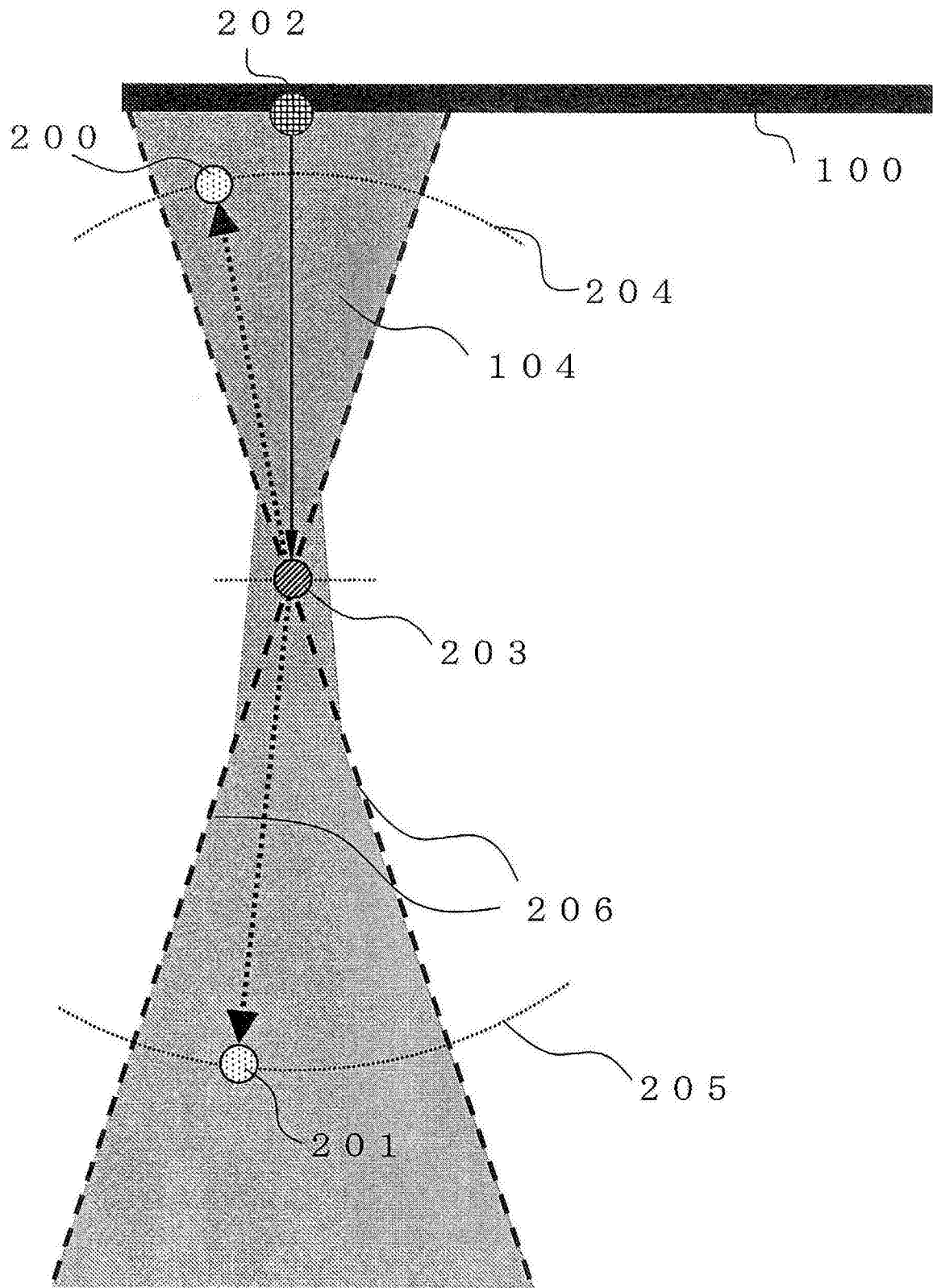


图1

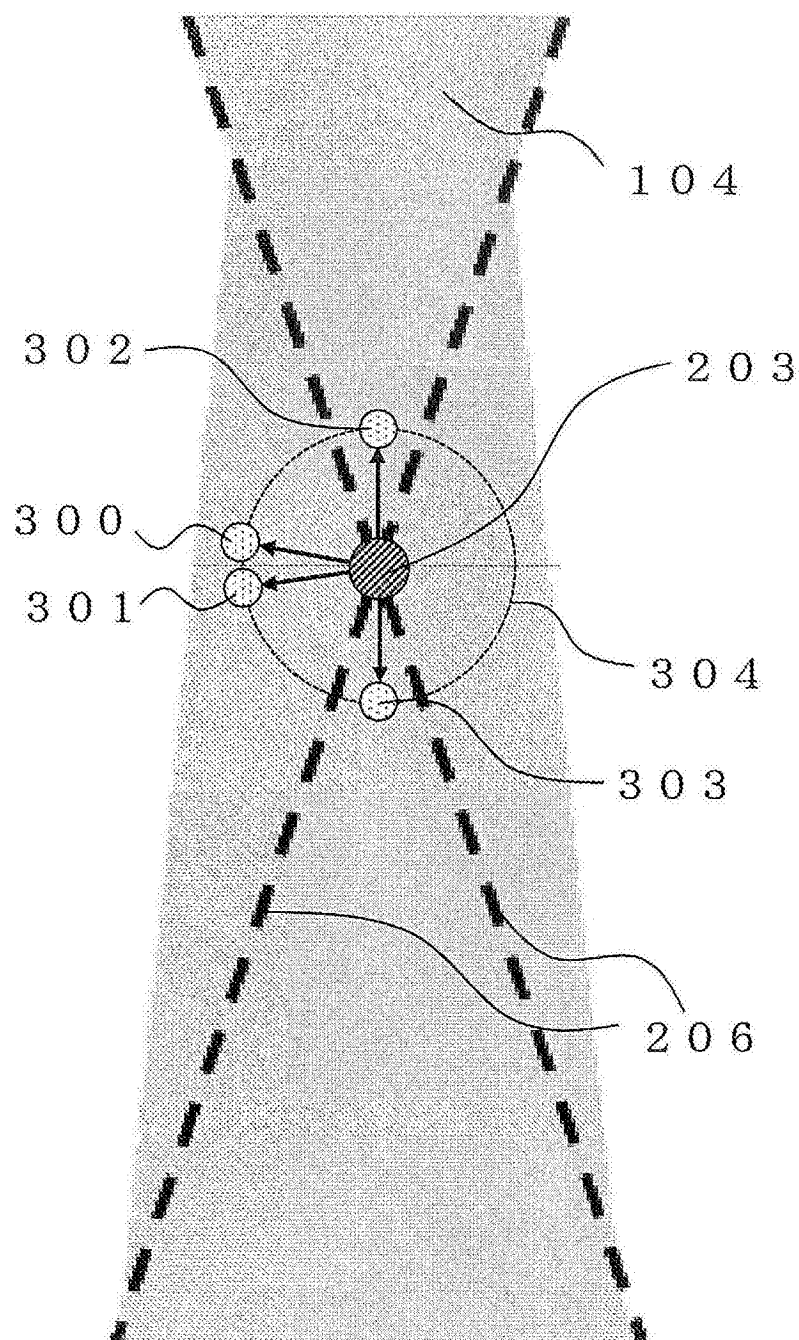


图2

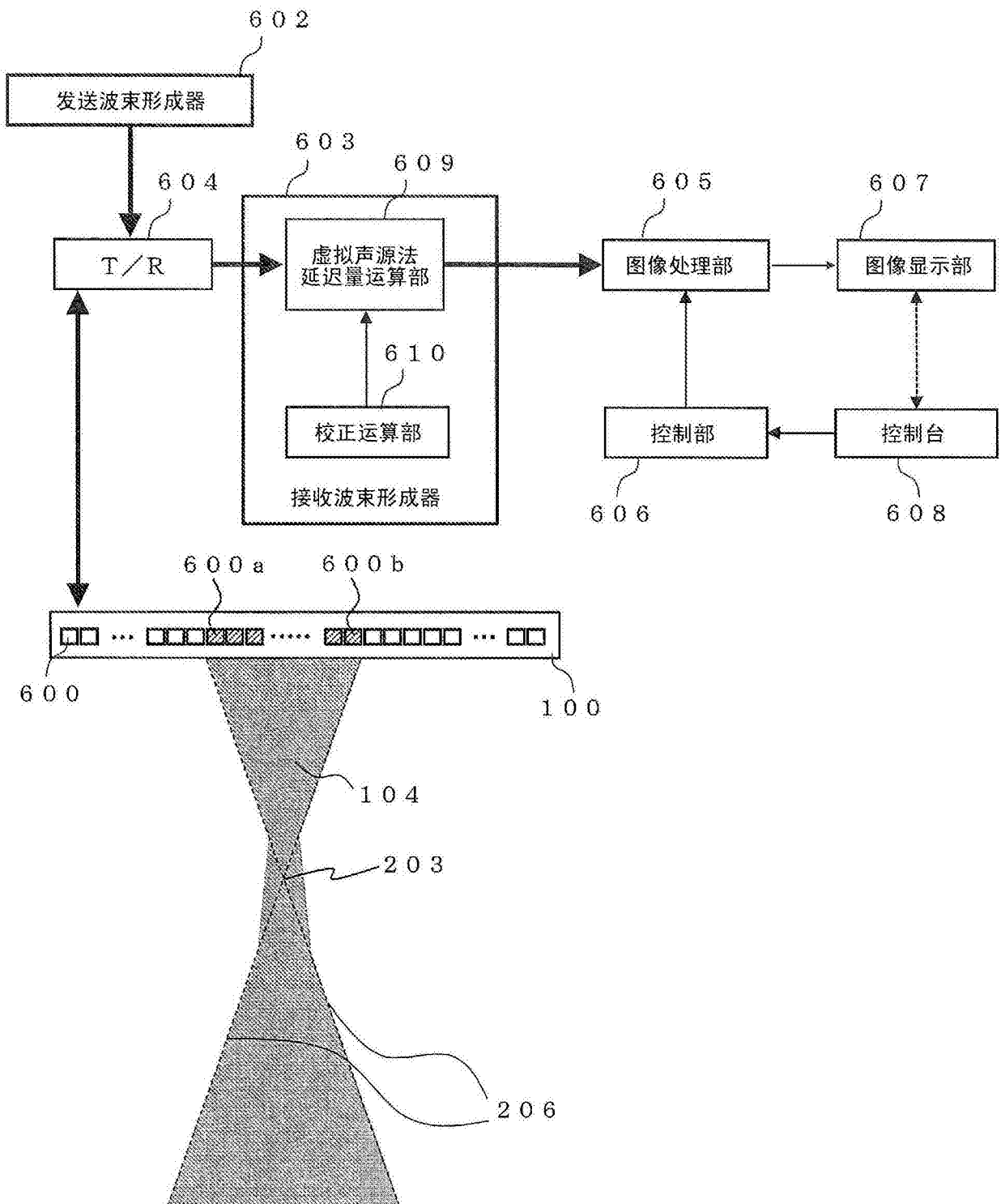


图3

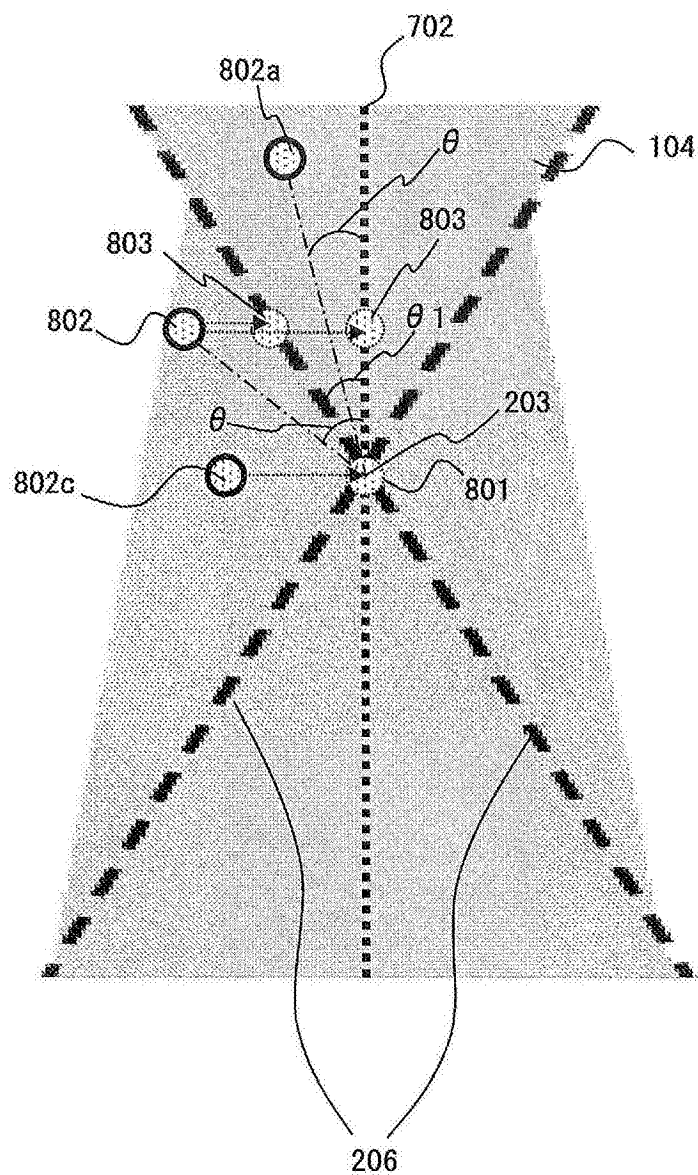
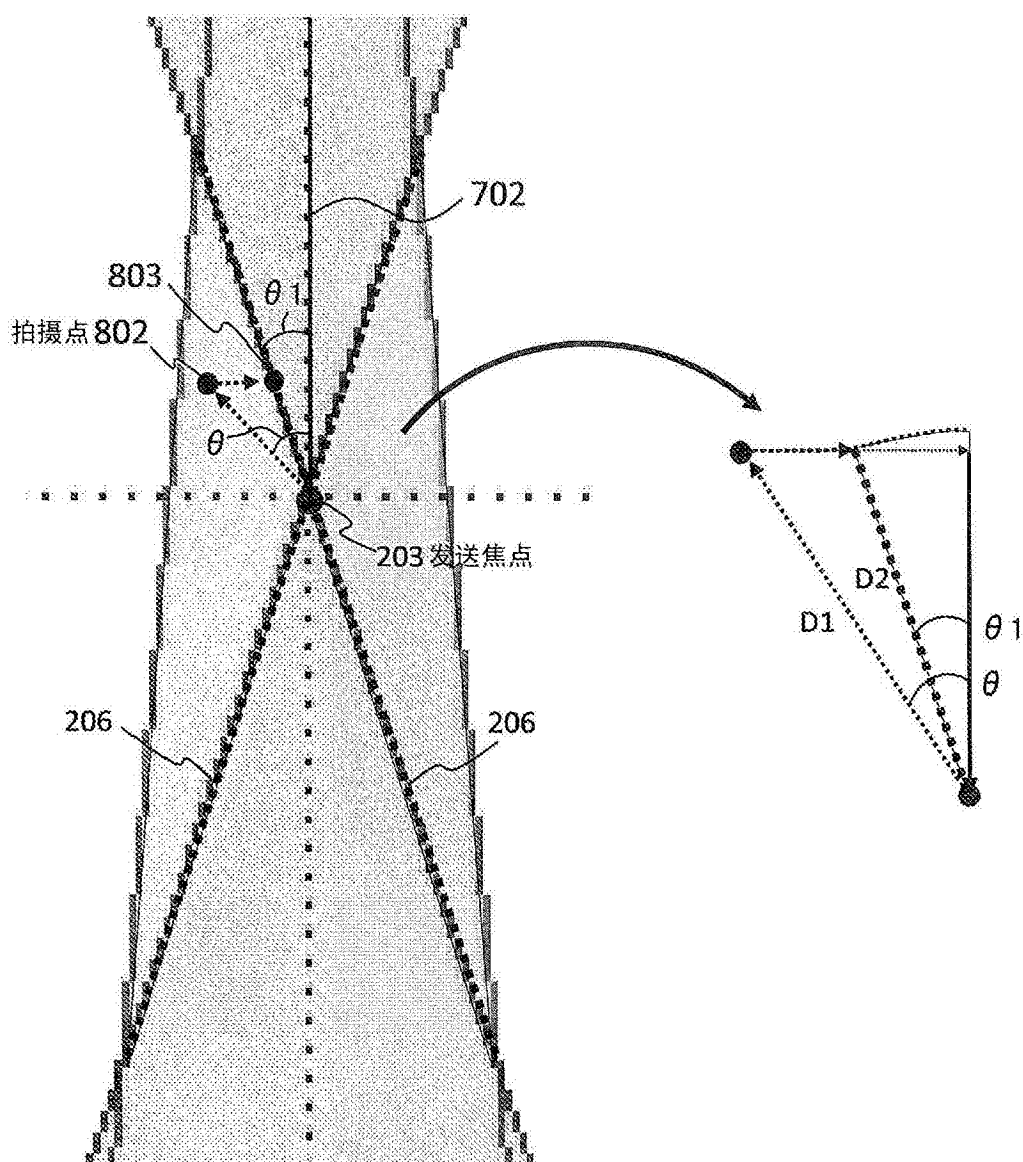


图4



$$D_2 = \frac{D_1 |\cos \theta|}{\cos \theta_1}$$

图5

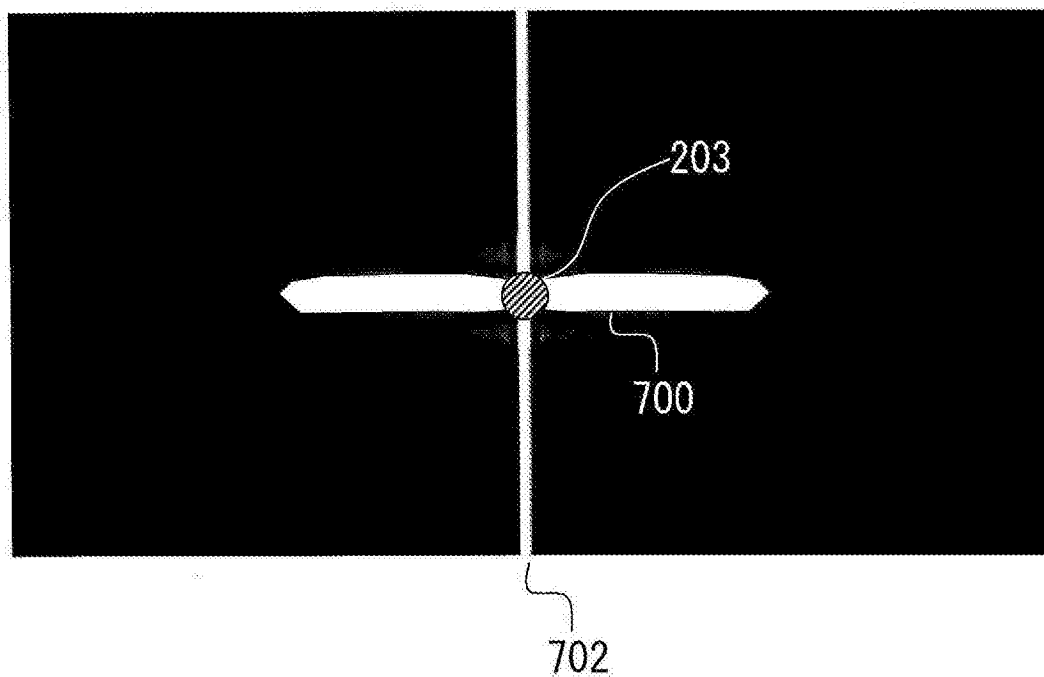


图6

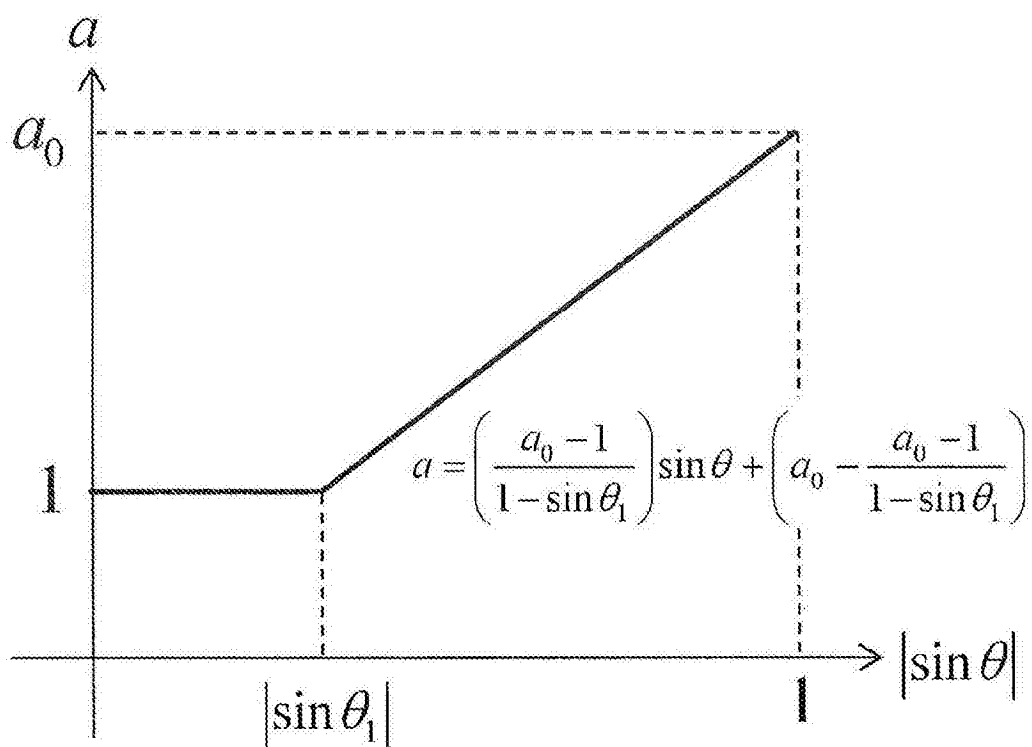


图7

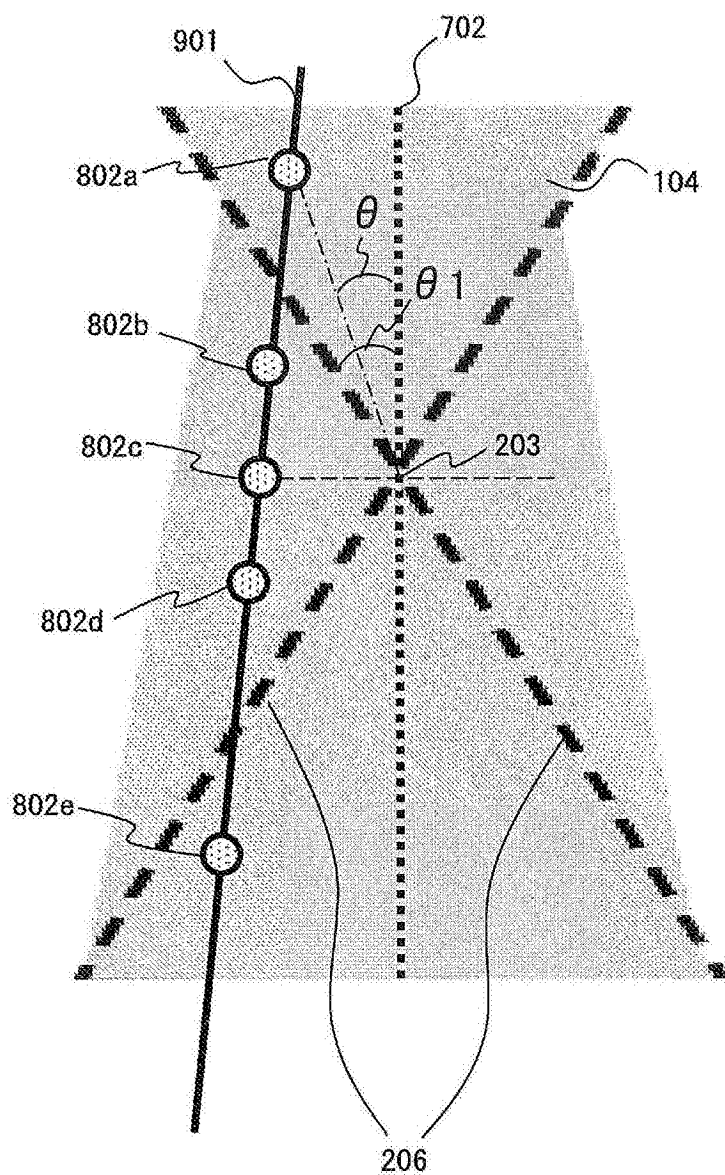


图8

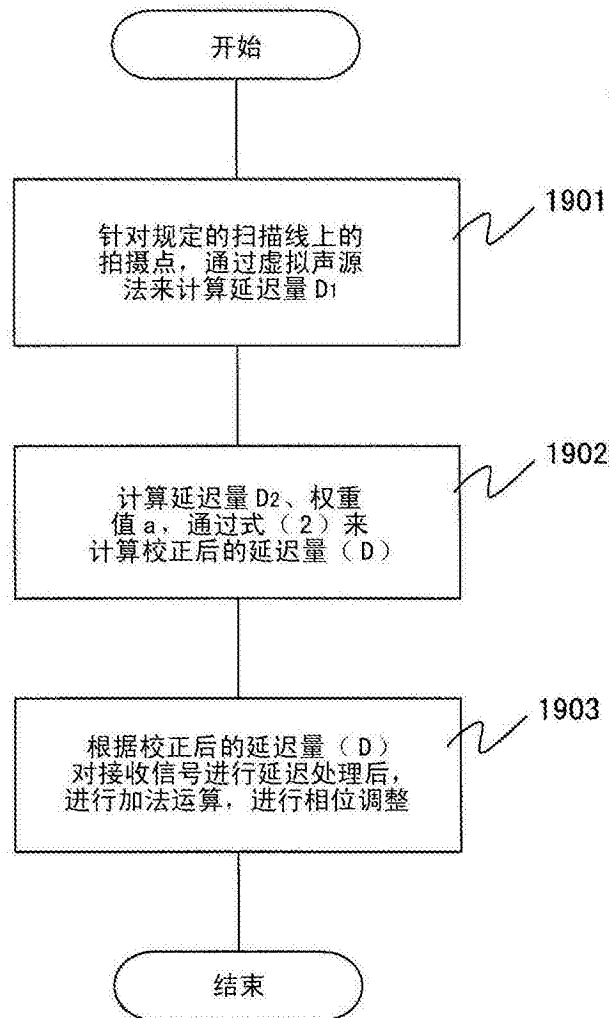


图9

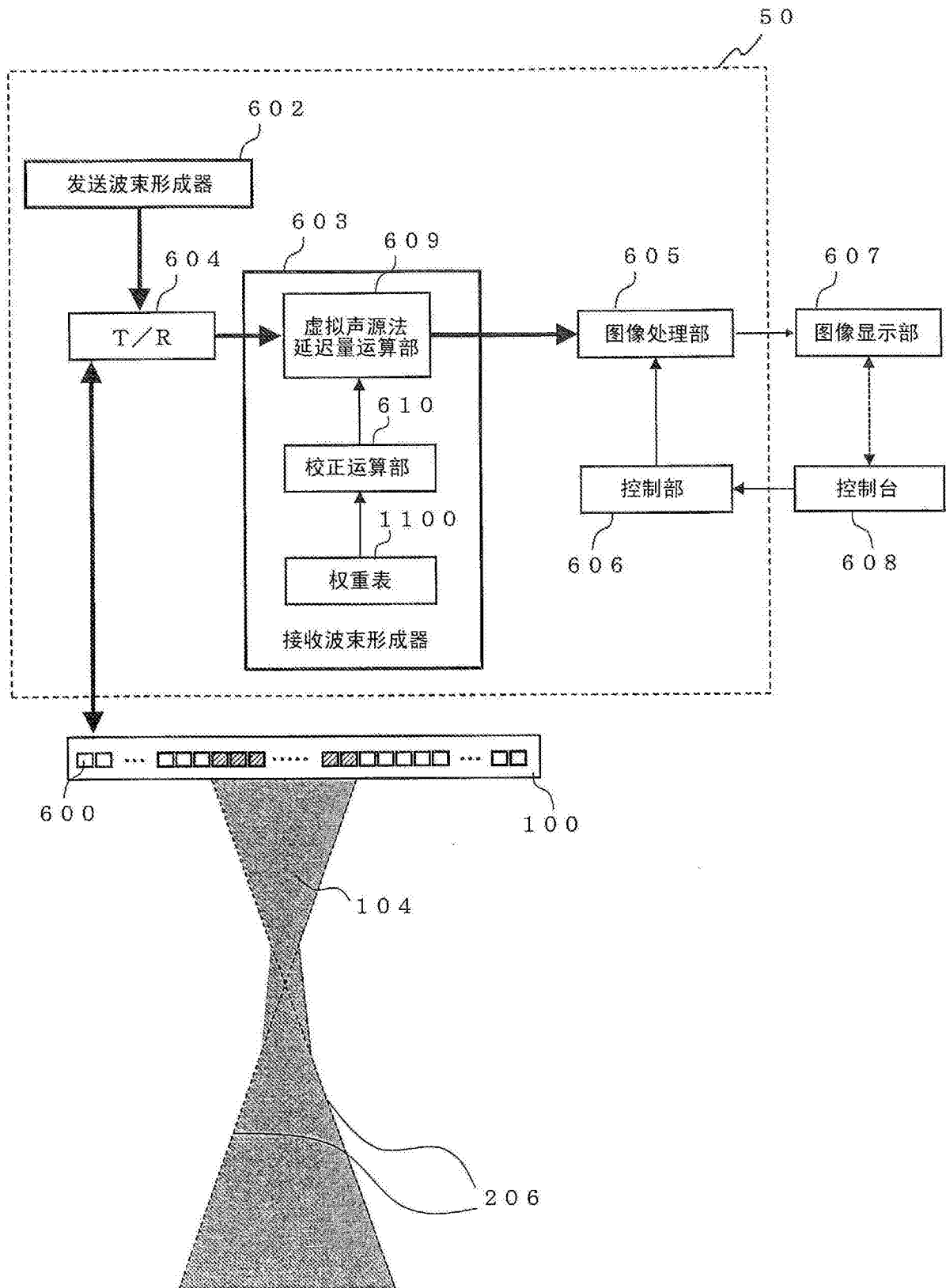


图10

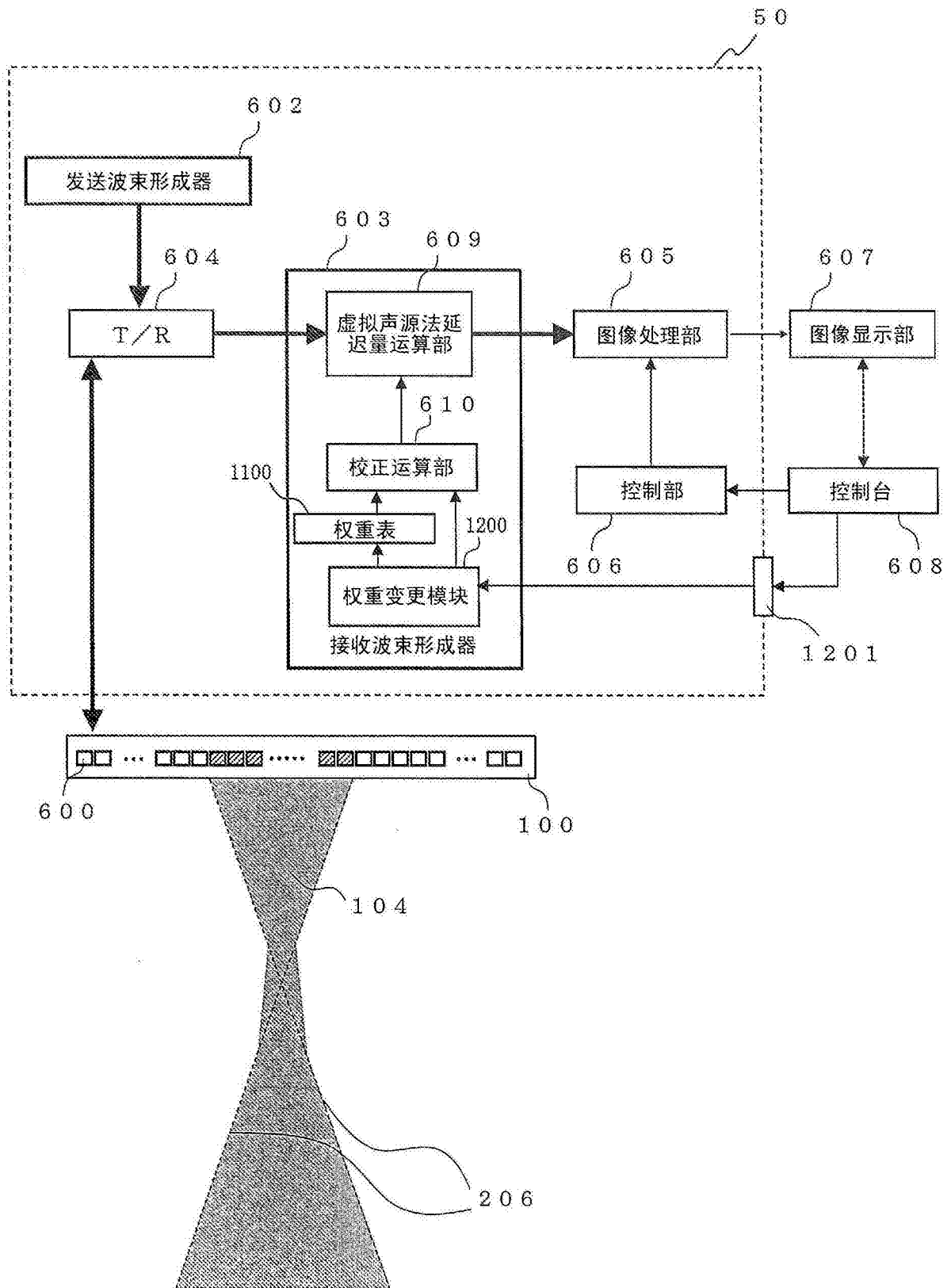


图11

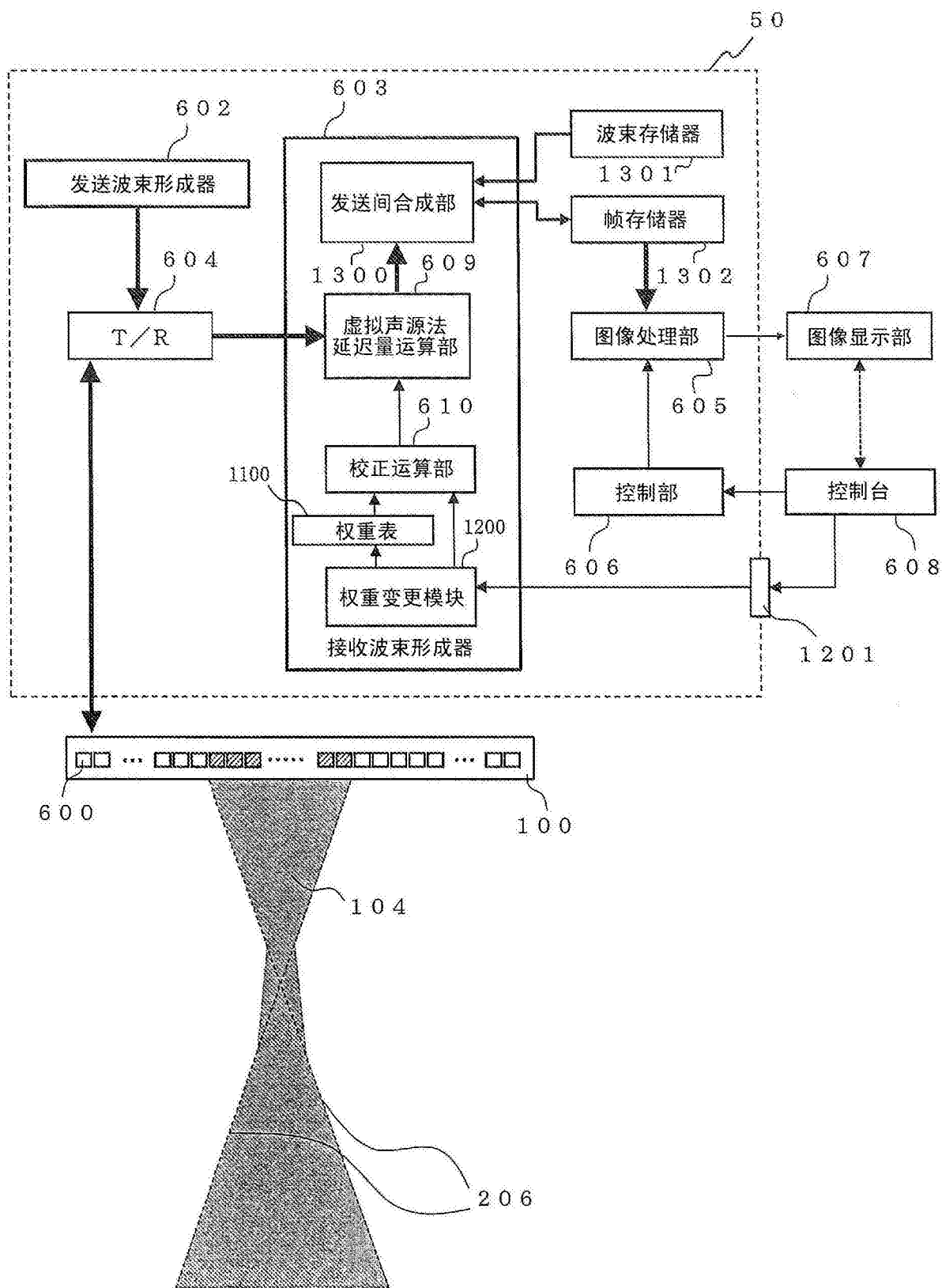


图12

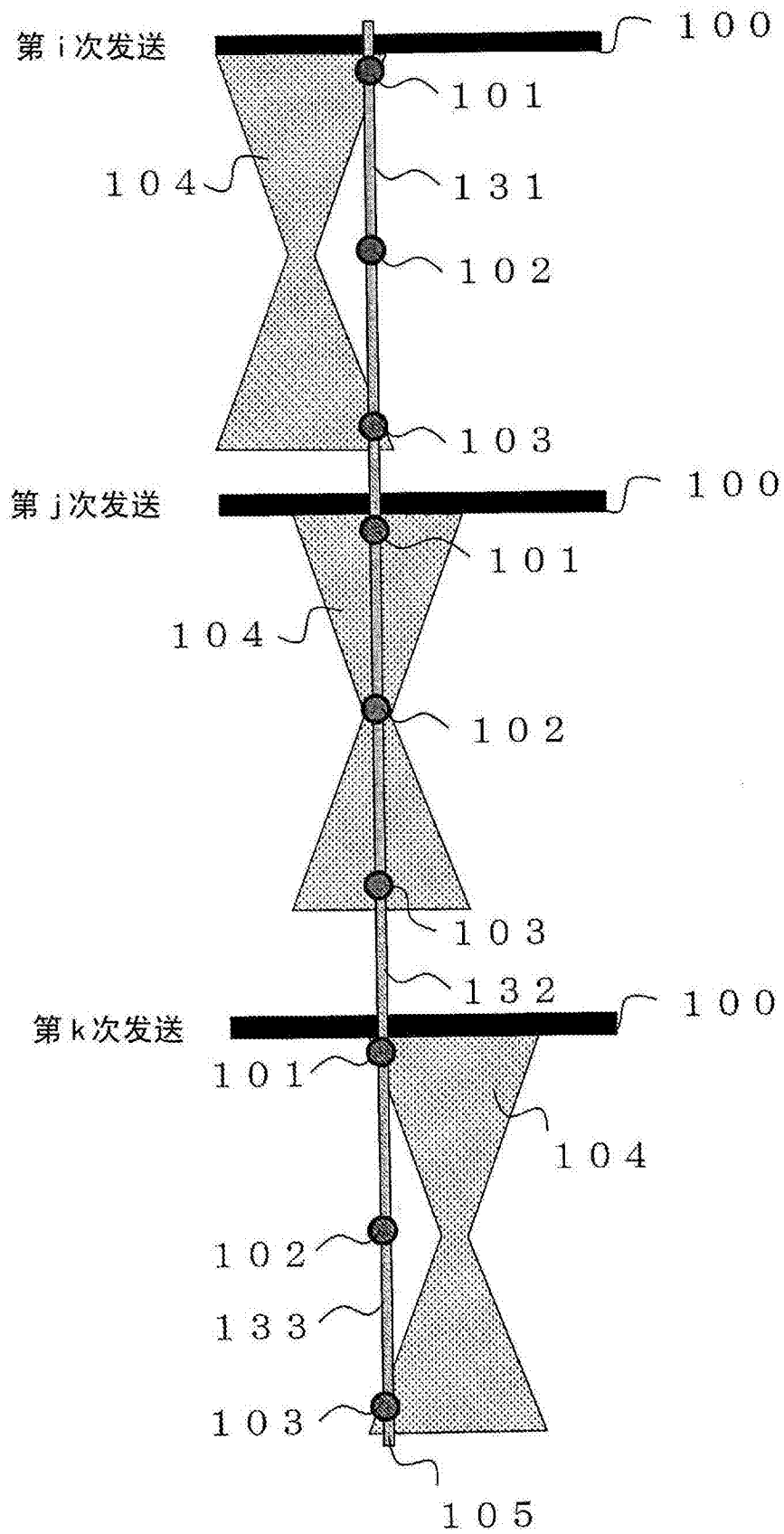


图13

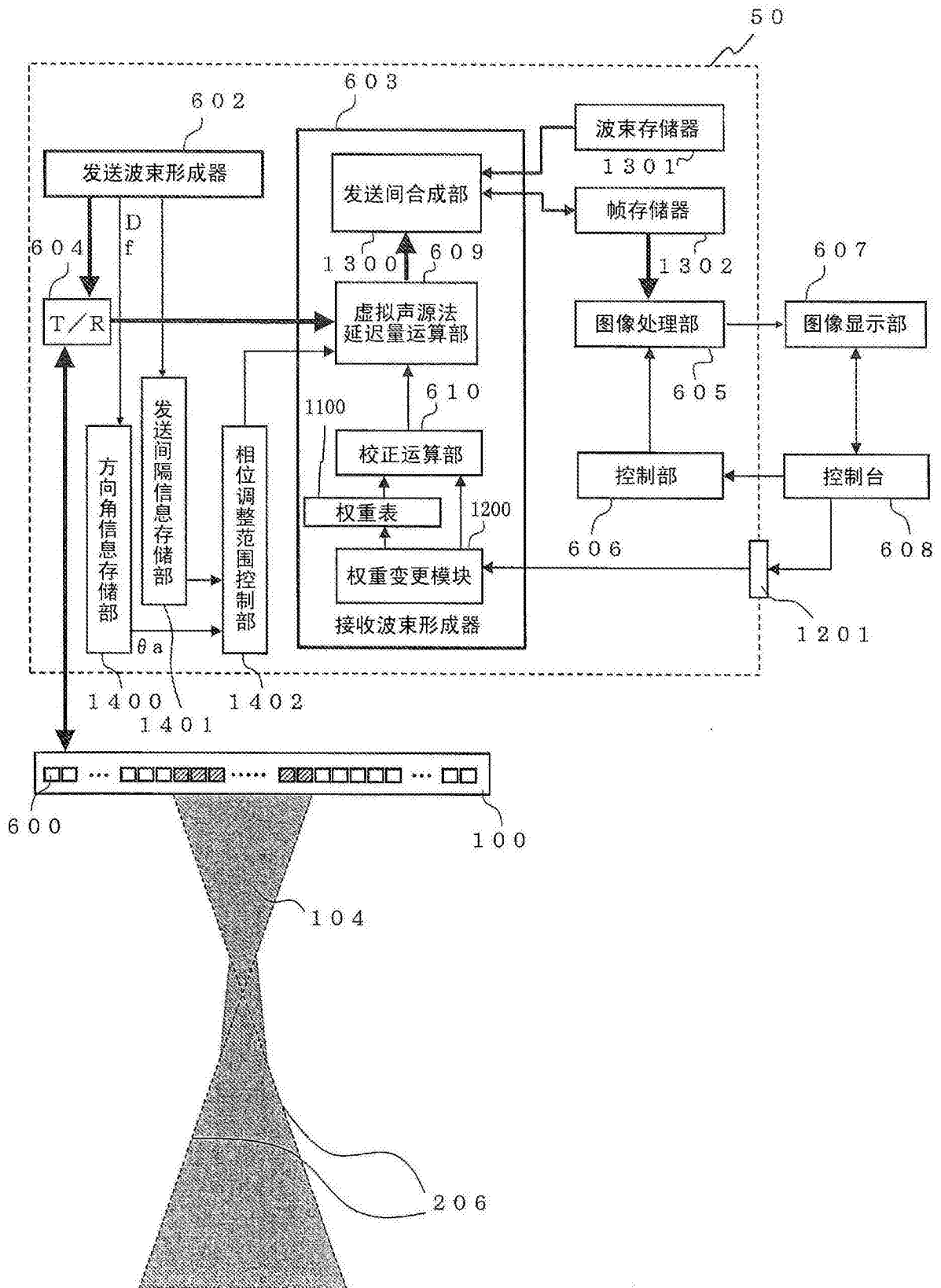


图14

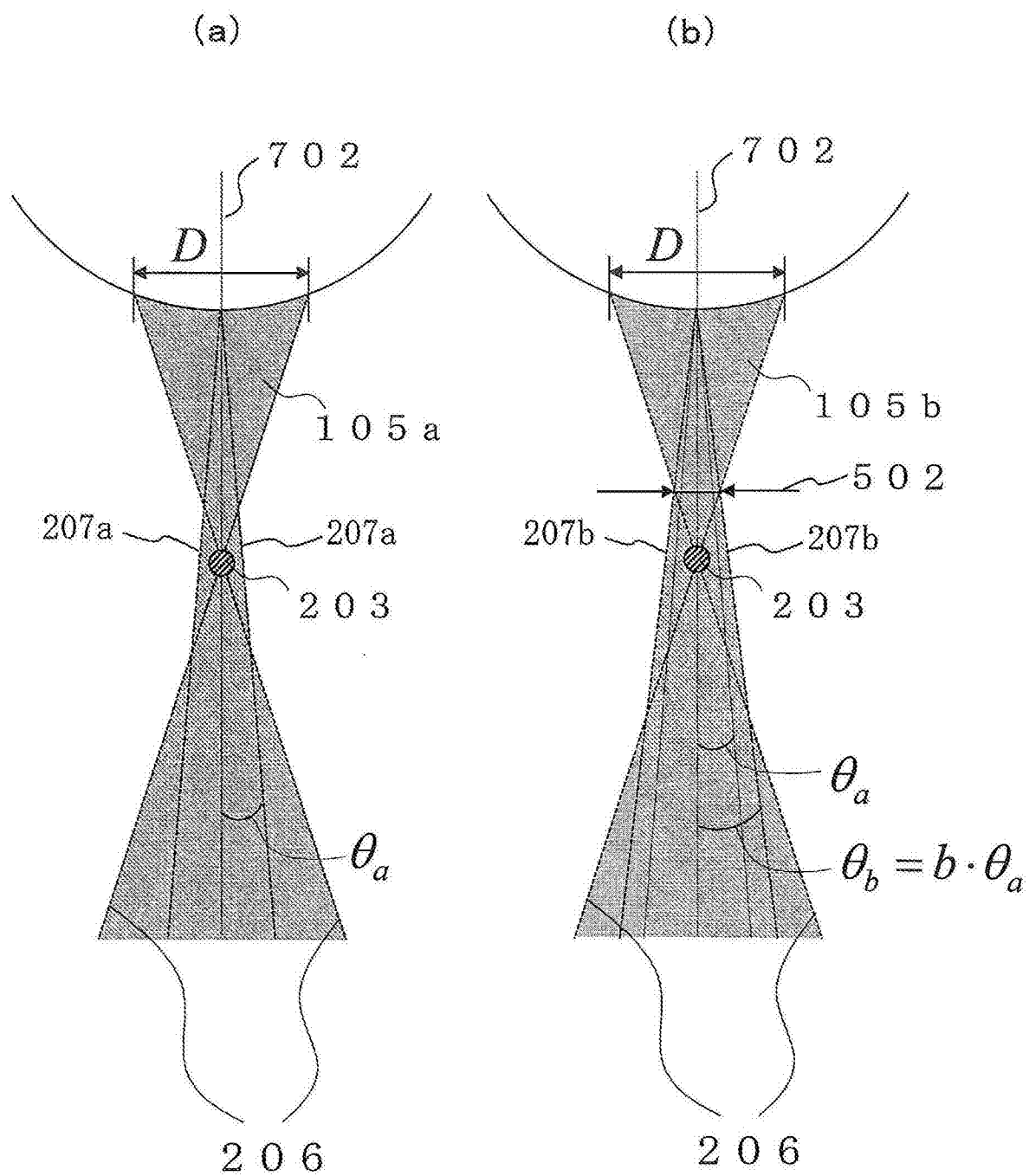


图15

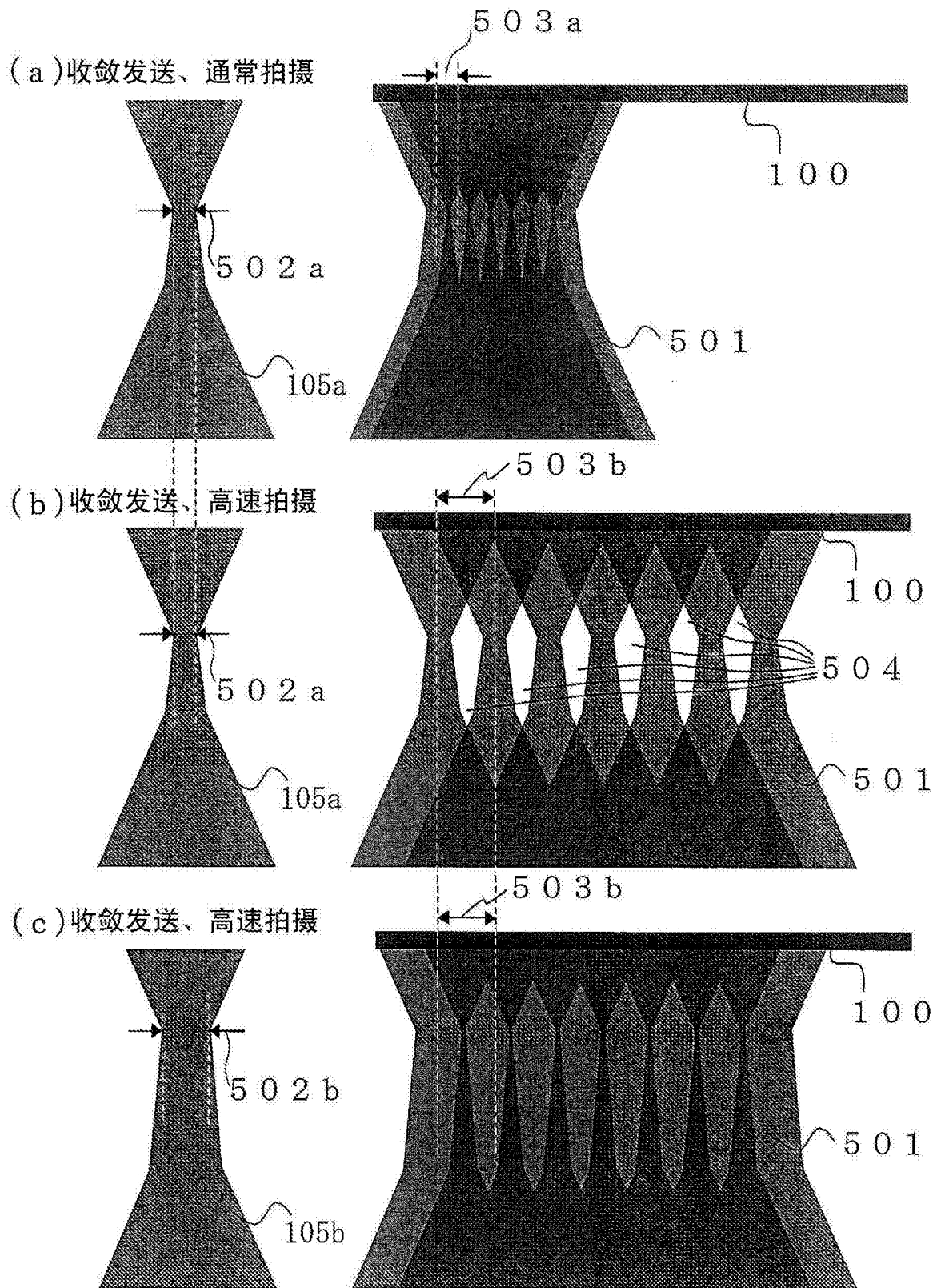


图16

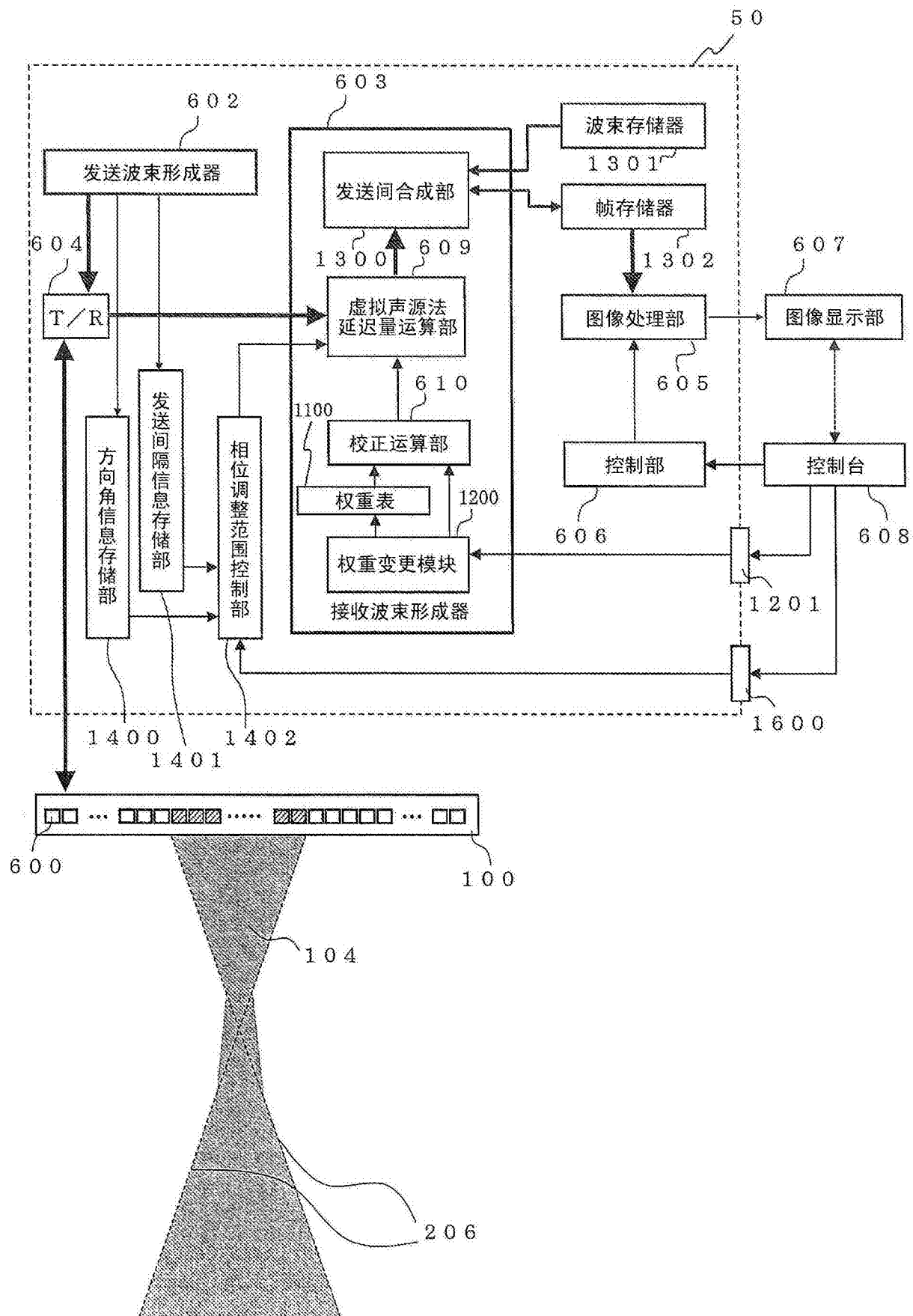


图17

专利名称(译)	超声波成像装置		
公开(公告)号	CN105491954A	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201480045635.1	申请日	2014-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	高野慎太		
发明人	高野慎太		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/14 A61B8/5269 G01S7/52019 G01S7/52046 G01S15/8906 G01S15/8915 G01S15/8997		
优先权	2013171584 2013-08-21 JP		
其他公开文献	CN105491954B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种即使在进行了收敛发送的情况下也能够针对较宽范围的拍摄点求取精度高的延迟量的超声波成像装置。发送波束形成器(602)进行在被检测体内形成超声波束(104)的发送焦点(203)的收敛发送。接收波束形成器(603)具备：虚拟声源法延迟量运算部(609)，将发送焦点(203)视为虚拟声源来求取接收信号的延迟量；和校正运算部(610)，根据拍摄点的位置，对虚拟声源法延迟量运算部(609)所求取的延迟量进行校正。由此，针对较宽范围的拍摄点，能够求取精度高的延迟量。

