



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108294778 A
(43)申请公布日 2018.07.20

(21)申请号 201810018290.0

(22)申请日 2018.01.09

(30)优先权数据

2017-004351 2017.01.13 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 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 李洋 杨林森

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

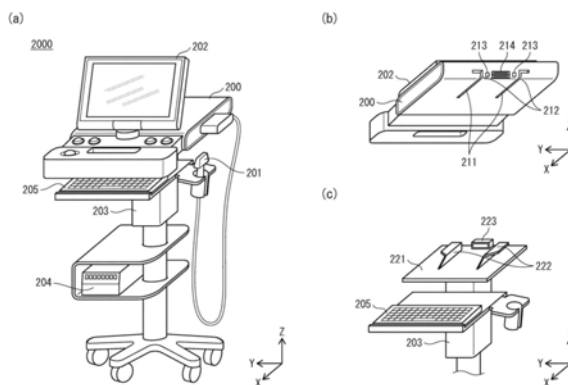
权利要求书4页 说明书29页 附图23页

(54)发明名称

超声波诊断装置及其控制方法

(57)摘要

本发明涉及进行使用了聚焦型的发射波束形成的合成孔径法的超声波诊断装置,且是能够根据所需的运算能力来变更结构及处理内容的超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备:第一整相相加部,对至少包含对象区域的一部分的第一对象区域内的多个观测点,将接收信号列整相相加来生成第一声线信号;参数计算部,基于第一声线信号来计算参数;第二整相相加部,对于作为对象区域的全部或者一部分的第二对象区域内的多个观测点,基于参数,将接收信号列整相相加来生成子帧声线信号;合成部,对子帧声线信号进行合成来生成帧声线信号;控制部,决定基于第一声线信号和帧声线信号的哪一个来生成超声波图像;以及超声波图像生成部,生成超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,

是使用具备多个振子的超声波探头反复多次进行向被检体发射聚焦型的超声波束的发射事件,并且与各发射事件同步地从被检体接收反射超声波来生成接收信号列,并基于上述接收信号列生成超声波图像的超声波诊断装置,

具备超声波信号处理电路,上述超声波信号处理电路包含:

发射部,按每个发射事件变更规定超声波束的会聚位置的聚焦点,并且按每个发射事件,从排列配置于上述超声波探头的多个振子中选择发射振子列并从该发射振子列向被检体内的对象区域发射超声波束;

接收部,与各发射事件同步地、基于上述超声波探头从上述对象区域接收到的反射超声波,生成针对各个振子的接收信号列;

第一整相相加部,按每个上述发射事件,对于至少包含上述对象区域的一部分的第一对象区域内的多个观测点,将上述接收信号列整相相加来生成第一声线信号;

参数计算部,基于上述第一声线信号,计算用于生成子帧声线信号的参数;

第二整相相加部,对于作为上述对象区域的全部或者一部分的第二对象区域内的多个观测点,基于上述参数,将上述接收信号列整相相加来生成子帧声线信号;

合成部,对上述子帧声线信号进行合成来生成帧声线信号;

控制部,决定基于上述第一声线信号和上述帧声线信号的哪一个来生成超声波图像;以及

超声波图像生成部,基于上述控制部的决定,根据上述第一声线信号和上述帧声线信号的某一方来生成超声波图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波信号处理电路包含第一电路和第二电路,其中,上述第一电路至少包含上述第一整相相加部、上述参数计算部以及上述控制部,上述第二电路至少包含上述第二整相相加部和上述合成部,

上述第二电路构成为能够相对于上述第一电路拆装,

上述控制部在上述第二电路与上述第一电路连接时,决定为基于上述帧声线信号来生成超声波图像,在上述第二电路与上述第一电路断开时,决定为基于上述第一声线信号来生成超声波图像。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述参数计算部基于上述第一声线信号来检测上述被检体内的活动,

上述控制部对上述第二整相相加部进行指示,以使被检体内的活动越大,上述超声波探头的振子的排列方向上的第二对象区域的宽度越小。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述参数计算部基于根据上述第一声线信号生成的帧声线信号和根据其他帧中的第一声线信号生成的帧声线信号,来检测上述被检体内的活动。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一整相相加部对整相相加所使用的被检体内的超声波速度保持有多个推定值,按每个上述发射事件,对同一第一对象区域使用上述多个推定值的每一个来生成多个第一声线信号,

上述参数计算部基于上述多个第一声线信号,来推定被检体内的超声波速度,

上述控制部对第二整相相加部指示使用由上述参数计算部推定出的被检体内的超声波速度来进行整相相加。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述参数计算部对第一对象区域相同且超声波速度的推定值不同的多个第一声线信号的每一个计算信号的值的方差,

将计算出的方差最大的第一声线信号所对应的推定值推定为被检体内的超声波速度。

7. 根据权利要求1~6中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述参数计算部计算上述第一声线信号中的观测点的深度与信号的S/N比的关系,并决定与观测点的深度相应的放大率,

上述控制部对第二整相相加部指示使用由上述参数计算部决定出的与观测点的深度相应的放大率,来对第二声线信号进行加权。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一整相相加部针对观测点的深度的信号放大率保持有多个配置信息,按每个上述发射事件,对同一第一对象区域使用上述多个配置信息的每一个来生成多个第一声线信号,

上述参数计算部将上述第一声线信号中的针对观测点的深度的信号的S/N比的方差最小的配置信息决定为与观测点的深度相应的放大率。

9. 根据权利要求1~8中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

对于发射出的超声波到达各观测点的发射时间,在上述观测点的深度为在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度以上的情况下,上述第二整相相加部计算发射出的超声波从上述发射振子列到达上述聚焦点的第一时间和从上述基准点到达上述观测点的第二时间的合计作为发射时间,在上述观测点的深度小于在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度的情况下,上述第二整相相加部计算从上述第一时间减去上述第二时间所得到的结果作为发射时间。

10. 根据权利要求1~9中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部具备根据上述第一声线信号来生成帧声线信号的第一声线信号合成部,

上述第一对象区域是通过上述聚焦点,且整个区域包含于上述对象区域内的直线状的区域,

上述第一整相相加部对与上述发射振子列所包含的振子的每一个对应的接收信号列,进行包含延迟处理的整相相加来生成上述第一声线信号,上述延迟处理是基于观测点与上述聚焦点的距离和上述聚焦点与振子的距离分别除以被检体内的超声波速度所得到的值的处理,

上述图像生成部在根据上述第一声线信号生成超声波图像的情况下,根据由上述第一声线信号合成部生成的帧声线信号来生成超声波图像。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,

对于发射出的超声波到达各观测点的发射时间,在上述观测点的深度为在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度以上的情况下,上述第一整相相加部计算发射出的超声波从上述

发射振子列到达上述聚焦点的第一时间和从上述基准点到达上述观测点的第二时间的合计作为发射时间,在上述观测点的深度小于在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度的情况下,上述第一整相相加部计算从上述第一时间减去上述第二时间所得到的结果作为发射时间。

12. 根据权利要求10或11所述的超声波诊断装置,其特征在于,

对于来自各观测点的反射波到达各振子的接收时间,上述第一整相相加部计算从上述观测点到达最接近上述观测点的振子的时间,作为与最接近上述观测点的振子对应的接收时间,并将超声波从上述聚焦点到达振子的时间与从上述聚焦点到达最接近上述观测点的振子的时间的差和与最接近上述观测点的振子对应的接收时间相加,从而计算为与该振子对应的接收时间。

13. 根据权利要求10~12中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一声线信号合成部按每个上述发射事件,对上述对象区域内的各观测点分配到上述聚焦点的距离与该观测点相同且存在于上述直线上的观测点的上述第一声线信号来作为该观测点的声线信号,从而生成子帧声线信号,并对所生成的多个子帧声线信号进行合成来生成帧声线信号。

14. 根据权利要求1~9中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一对象区域由通过上述聚焦点或者其附近,并与上述超声波探头的振子的排列方向正交的1条以上的直线构成,

上述第一整相相加部将观测点的深度除以被检体内的超声波速度所得到的值作为发射时间,将从观测点到振子的距离除以被检体内的超声波速度所得到的值作为接收时间,并进行整相相加,来生成上述第一声线信号,

上述图像生成部在根据上述第一声线信号生成超声波图像的情况下,根据由上述第一整相相加部生成的多个第一声线信号来生成超声波图像。

15. 一种超声波诊断装置,其特征在于,

是使用具备多个振子的超声波探头反复多次进行向被检体发射聚焦型的超声波束的发射事件,并且与各发射事件同步地从被检体接收反射超声波并生成接收信号列,并基于上述接收信号列生成超声波图像的超声波诊断装置,

具备超声波信号处理电路,上述超声波信号处理电路包含:

发射部,按每个发射事件变更规定超声波束的会聚位置的聚焦点,并且按每个发射事件,从排列配置于上述超声波探头的多个振子中选择发射振子列并从该发射振子列向被检体内的对象区域发射超声波束;

接收部,与各发射事件同步地、基于上述超声波探头从上述对象区域接收到的反射超声波,生成针对各个振子的接收信号列;

第一整相相加部,按每个上述发射事件,对于至少包含上述对象区域的一部分的第一对象区域内的多个观测点,将上述接收信号列整相相加来生成第一声线信号;

参数计算部,基于上述第一声线信号,计算用于生成子帧声线信号参数;

超声波图像生成部,根据上述第一声线信号生成超声波图像;以及

控制部,

包含第二整相相加部和合成部的运算电路构成为能够相对于上述超声波信号处理电

路拆装，

上述第二整相相加部构成为对于作为上述对象区域的全部或者一部分的第二对象区域内的多个观测点，基于上述参数，将上述接收信号列整相相加来生成子帧声线信号，

上述合成部构成为对上述子帧声线信号进行合成生成帧声线信号，

上述控制部在上述运算电路与上述超声波信号处理电路连接时，使上述超声波图像生成部以上述帧声线信号代替上述第一声线信号而根据上述帧声线信号生成超声波图像。

超声波诊断装置及其控制方法

技术领域

[0001] 本公开涉及超声波诊断装置,特别是,涉及超声波诊断装置中的发射/接收波束形成处理方法、控制方法以及装置系统结构。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过超声波探头(以下,为“探头”)向被检体内部发射超声波,并接收因被检体组织的声阻抗的差异产生的超声波反射波(回波)。进一步,基于通过该接收得到的电信号,生成并显示表示被检体的内部组织的结构的超声波断层图像。由于超声波诊断装置对被检体的侵害较少,并能够实时地通过断层图像等观察体内组织的状态,所以被广泛应用于生物体的状态诊断。

[0003] 以往,作为基于接收到的反射超声波的信号的接收波束形成方法,一般地使用被称作整相相加法的方法(例如,非专利文献1)。在该方法中,一般地,在向被检体发射超声波时,进行发射波束形成,以使超声波束在被检体的某个深度聚焦。另外,在发射超声波束的中心轴上或者其附近设定观测点。因此,与超声波主照射区域的面积相比,观测点数较少,且超声波的利用效率降低。另外,还具有在观测点处于远离发射焦点附近的位置的情况下,所得到的声线信号的空间分辨率以及信号S/N比降低的技术问题。此外,所谓的超声波主照射区域是指超声波束传播的区域。

[0004] 与此相对,设计出了利用合成孔径法(Synthetic Aperture Method),在发射焦点附近以外的区域也得到空间分辨率较高的、高画质的图像的接收波束形成方法(例如,非专利文献2)。根据该方法,进行进一步考虑了超声波发射波的传播路径和被该传播路径反射的反射波到达振子的到达时间这两方面的延迟控制,从而能够进行也反映有来自于发射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形成。其结果,不仅对发射超声波束的中心轴,能够对超声波主照射区域整体生成声线信号(通过接收波束形成生成的基于来自观测点的反射超声波的信号)。另外,在合成孔径法中,基于从多个发射事件得到的针对同一观测点的多个接收信号虚拟地调整发射焦点,从而与非专利文献1记载的接收波束形成方法相比较,能够得到空间分辨率以及S/N比较高的超声波图像。

[0005] 专利文献1:日本特表2008-536578号公报

[0006] 非专利文献1:伊东正安、望月刚共著《超声波诊断装置》corona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,SPIE-Progress in biomedical optics and imaging,vol.3,2002,P.395-405

[0008] 非专利文献3:“Synthetic Aperture Sequential Beamforming”,Jacob Kortbek,et.al.,IEEE Ultrasonics Symposium,2-5Nov.2008 pp966-969

[0009] 另一方面,在合成孔径法中,从超声波利用效率和分辨率提高的观点来看,优选在1次超声波发射事件中生成声线信号的区域(以下,称为“对象区域”)的面积较大,更为优选

将整个超声波主照射区域设为对象区域。然而,若对象区域的面积增大,则存在于其内部的观测点(成为接收波束形成的运算对象的场所)的数量与对象区域的面积成比例地增加,所以考虑了发射和接收的延迟的整相相加的运算量增加。因此,若超声波主照射区域的面积增大,则为了高速地进行整相相加的运算处理需要运算处理能力较高的硬件。然而,在便携式的超声波诊断装置中,例如,由于装置的大小、排热、电池的可驱动时间等,在运算能力的提高上受到限制的情况并不少见。另一方面,在使用根据用途而运算能力不同的超声波诊断装置的情况下,超声波诊断装置的台数增加且低效。

发明内容

[0010] 本发明是鉴于上述课题而完成的,目的在于提供一种进行使用了聚焦型的发射波束形成的合成孔径法的超声波诊断装置,且是能够根据所需的运算能力来变更结构和处理内容的超声波诊断装置。

[0011] 本发明的一个方式的超声波诊断装置的特征在于,是使用具备多个振子的超声波探头反复多次进行向被检体发射聚焦型的超声波束的发射事件,并且与各发射事件同步地从被检体接收反射超声波并生成接收信号列,并基于上述接收信号列生成超声波图像的超声波诊断装置,具备超声波信号处理电路,上述超声波信号处理电路包含:发射部,按每个发射事件,变更规定超声波束会聚的位置的聚焦点,并且按每个发射事件,从排列配置于上述超声波探头的多个振子中选择发射振子列,并从该发射振子列向被检体内的对象区域发射超声波束;接收部,与各发射事件同步地、基于上述超声波探头从上述对象区域接收到的反射超声波,生成针对各个振子的接收信号列;第一整相相加部,按每个上述发射事件,对于至少包含上述对象区域的一部分的第一对象区域内的多个观测点,将上述接收信号列整相相加来生成第一声线信号;参数计算部,基于上述第一声线信号,计算用于生成子帧声线信号;第二整相相加部,对于作为上述对象区域的全部或者一部分的第二对象区域内的多个观测点,基于上述参数,将上述接收信号列整相相加来生成子帧声线信号;合成部,对上述子帧声线信号进行合成生成帧声线信号;控制部,决定基于上述第一声线信号和上述帧声线信号的哪一个来生成超声波图像;以及超声波图像生成部,基于上述控制部的决定,根据上述第一声线信号和上述帧声线信号的某一方来生成超声波图像。

[0012] 根据本发明的一个方式的超声波诊断装置,能够根据所需的运算能力,切换使用第二整相相加部的动作和不使用第二整相相加部的动作。

附图说明

[0013] 图1是表示实施方式1的超声波诊断系统1000的结构的功能框图。

[0014] 图2是表示实施方式1的发射波束形成部103的超声波发射波的传播路径的示意图。

[0015] 图3是表示实施方式1的接收波束形成部104的结构的功能框图。

[0016] 图4是表示实施方式1的第一整相相加部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 B_x 、观测线 BL 以及代表点 Q_k 的示意图。

[0018] 图6(a)、(b)均为表示实施方式1的从发射开口 T_x 经由代表点 Q_k 到达接收振子 R_m 的超声波的传播路径的示意图。

- [0019] 图7是表示每个接收振子 R_m 的延迟时间的关系的示意图。
- [0020] 图8是表示实施方式1的第二整相相加部1042的结构的功能框图。
- [0021] 图9是表示实施方式1的观测点 P_{ij} 的位置与由权重计算部1247计算的权重数列的关系的示意图。
- [0022] 图10(a)、(b)均为表示实施方式1的从发射开口 T_x 经由观测点 P_{ij} 到达接收振子 R_{ij} 的超声波的传播路径的示意图。
- [0023] 图11(a)、(b)均为表示实施方式的延迟量与超声波速度的关系的示意图。
- [0024] 图12(a)是表示实施方式1的第一合成部1044的结构的功能框图,(b)是表示实施方式1的第二合成部1045的结构的功能框图。
- [0025] 图13是表示实施方式1的声线信号展开部1341中的子帧声线信号生成处理的示意图。
- [0026] 图14是表示实施方式1的加权合成部1342中的加权合成处理和权重数列的示意图。
- [0027] 图15是表示实施方式1的声线信号中的最大重叠数和放大处理的概要的示意图。
- [0028] 图16是表示实施方式1的使用第二整相相加部1042的情况下的接收波束形成部104的波束形成处理的流程图。
- [0029] 图17是表示实施方式1的线区声线信号的生成动作的流程图。
- [0030] 图18是用于对实施方式1的有关代表点 Q_k 的声线信号生成动作进行说明的示意图。
- [0031] 图19是表示实施方式1的子帧声线信号的生成动作的流程图。
- [0032] 图20是用于对实施方式1的观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作进行说明的示意图。
- [0033] 图21是表示实施方式1的未使用第二整相相加部1042的情况下的接收波束形成部104的波束形成处理的流程图。
- [0034] 图22是表示变形例的变更了增益修正值的情况下的观测点的深度和声线信号的S/N比的关系的示意图。
- [0035] 图23是表示变形例的变更对象区域 C_x 的宽度的控制的示意图。
- [0036] 图24是分别表示实施方式2的超声波诊断系统2000、便携式主体部200、推车203的示意图。
- [0037] 图25是表示实施方式2的接收波束形成部304的结构的功能框图。

具体实施方式

- [0038] 《实施方式1》
- [0039] <整体结构>
- [0040] 以下,参照附图对实施方式1的超声波诊断装置100进行说明。
- [0041] 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:探头101,具有朝向被检体发射超声波并接收其反射波的多个振子101a;超声波诊断装置100,对探头101进行超声波的收发并基于来自探头101的输出信号生成超声波图像;以及显示部106,将超声波图像显示在画面上。探头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示有超声波诊断装置100连接有探头101、显示部106的状

态。此外,探头101和显示部106也可以处于超声波诊断装置100的内部。

[0042] <超声波诊断装置100的结构>

[0043] 超声波诊断装置100具有:复用器部102,对探头101的多个振子101a中的进行发射或者接收时所使用的振子的每一个振子确保输入输出;发射波束形成部103,为了进行超声波的发射而控制针对探头101的各振子101a施加高电压的定时;以及接收波束形成部104,基于由探头101接收到的超声波的反射波,对由多个振子101a得到的电信号进行放大,并进行A/D转换,并进行接收波束形成生成声线信号。另外,具备:超声波图像生成部105,基于来自接收波束形成部104的输出信号生成超声波图像(B模式图像);数据储存部107,保存由接收波束形成部104输出的声线信号及由超声波图像生成部105输出的超声波图像;以及控制部108,控制各构成要素。

[0044] 其中,复用器部102、发射波束形成部103、接收波束形成部104、超声波图像生成部105构成超声波信号处理装置150。

[0045] 构成超声波诊断装置100的复用器部102、发射波束形成部103、超声波图像生成部105、控制部108例如分别由FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)、ASIC(Application Specific Ingegrated Circuit:专用集成电路)等硬件电路来实现。或者,也可以是由以CPU(Central Processing Unit:中央处理器)为代表的处理器等可编程设备和软件来实现的结构。这些构成要素可以为一个电路部件,也可以为多个电路部件的集合体。另外,可以对多个构成要素进行组合而成为一个电路部件,也可以为多个电路部件的集合体。此外,对于接收波束形成部104后述。

[0046] 数据储存部107是计算机可读的记录介质,例如,能够使用软盘、硬盘、光磁盘、光盘、半导体存储器等。另外,数据储存部107也可以是从外部与超声波诊断装置100连接的存储装置。

[0047] 此外,本实施方式1的超声波诊断装置100并不限于图1所示的结构的超声波诊断装置。例如,也可以没有复用器部102,发射波束形成部103和接收波束形成部104直接与探头101的各振子101a连接。另外,也可以是探头101中内置发射波束形成部103、接收波束形成部104、或者其一部分等结构。这并不限于本实施方式1的超声波诊断装置100,在后面说明的其他实施方式、变形例的超声波诊断装置中也相同。

[0048] <超声波诊断装置100的主要部分的结构>

[0049] 实施方式1的超声波诊断装置100的特征在于,具有:发射波束形成部103,从探头101的各振子101a发射超声波束;和接收波束形成部104,对在探头101中通过超声波反射波的接收得到的电信号进行A/D转换并进行运算生成用于生成超声波图像的声线信号。因此,在本说明书中,主要针对发射波束形成部103及接收波束形成部104,对其结构以及功能进行说明。此外,对于发射波束形成部103及接收波束形成部104以外的结构,能够应用与公知的超声波诊断装置所使用的结构相同的结构,并能够将本实施方式1的波束形成部置换为公知的超声波诊断装置的波束形成部来使用。

[0050] 以下,对发射波束形成部103、接收波束形成部104的结构进行说明。

[0051] 1.发射波束形成部103

[0052] 发射波束形成部103经由复用器部102与探头101连接,为了从探头101发射超声波对针对由存在于探头101的多个振子101a的全部或与一部分相当的发射振子列构成的发射

开口Tx所包含的多个振子的每一个的施加高电压的定时进行控制。发射波束形成部103由发射部1031构成。

[0053] 发射部1031进行基于来自控制部108的发射控制信号,对存在于探头101的多个振子101a中发射开口Tx所包含的各振子供给用于使其发射超声波束的脉冲状的发射信号的发射处理。具体而言,发射部1031例如具备时钟产生电路、脉冲产生电路、延迟电路。时钟产生电路是产生决定超声波束的发射定时的时钟信号的电路。脉冲产生电路是用于产生驱动各振子的脉冲信号的电路。延迟电路是用于对超声波束的发射定时按照每个振子设定延迟时间,使超声波束的发射延迟延迟时间来进行超声波束的聚焦的电路。

[0054] 发射部1031每当发射超声波就使发射开口Tx在列方向上移动移动间距 M_p 并且反复超声波发射,并从存在于探头101的全部的振子101a进行超声波发射。在本实施方式中,将移动间距 M_p 设为相当于一个振子,每发射一次超声波,发射开口Tx移动一个振子的量。此外,移动间距 M_p 也可以并不限于一个振子的量,例如,为0.5个振子的量。表示发射开口Tx所包含的振子的位置的信息经由控制部108被输出至数据储存部107。例如,在将存在于探头101的振子101a的总数设为192个时,作为构成发射开口Tx的振子列的数量,例如可以选择20~128个,也可以为每发射一次超声波移动一个振子的量的结构。以下,将由发射部1031从同一发射开口Tx进行的超声波发射称为“发射事件”。

[0055] 图2是表示发射波束形成部103的超声波发射波的传播路径的示意图。在某个发射事件中,作为发射开口Tx图示有有助于超声波发射的排列成阵列状的振子101a的列(发射振子列)。另外,将发射开口Tx的列长称为发射开口长度。

[0056] 在发射波束形成部103中,以越是位于发射开口Tx的中心的振子越延迟发射定时的方式控制各振子的发射定时。由此,从发射开口Tx内的振子列发射出的超声波发射波在被检体的某一深度(Focal depth),成为在具有波前的一点,即发射焦点F(Focal point)聚焦(会聚)的状态。对于发射焦点F的深度(Focal depth)(以下,为“聚焦深度”)而言,能够任意地设定。在这里,聚焦深度是超声波发射波在振子排列的方向(图2中的x方向)上最集中的深度,即、超声波束的x方向上的宽度最窄的y方向的深度。发射焦点F是聚焦深度上的超声波束的x方向上的中心位置。其中,在1帧的多个发射事件中,聚焦深度是恒定的。即,在1帧的多个发射事件中,发射开口Tx与发射焦点F的相对的关系不变。调焦到发射焦点F的波前重新扩散,超声波发射波在通过以发射开口Tx为底并以发射焦点F为节的交叉的2条直线划分出的沙漏型的空间内传播。即,在发射开口Tx放射出的超声波使其空间上的宽度(图中的横轴方向)逐渐减小,在发射焦点F使其宽度最小化,随着向比发射焦点F深部(在图中为上部)行进,再次使其宽度增大地扩散,并传播。该沙漏型的区域是超声波主照射区域 A_x 。此外,如上所述,超声波主照射区域 A_x 也可以以汇聚于发射焦点F的附近的一点的方式发射超声波发射波。

[0057] 2. 接收波束形成部104的结构

[0058] 接收波束形成部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得到的电信号生成声线信号。此外,所谓的“声线信号”是针对某一观测点的进行了整相相加处理后的信号。关于整相相加处理后述。图3是表示接收波束形成部104的功能框图。如图3所示,接收波束形成部104具备接收部1040、第一整相相加部1041、第二整相相加部1042、参数计算部1043、第一合成部1044、第二合成部1045、输出部1046。

[0059] 其中,第二整相相加部1042、第二合成部1045构成高性能运算电路1047。

[0060] 高性能运算电路1047例如由处理器等可编程设备和软件来实现。作为处理器,能够使用CPU、GPU(Graphics Processing Unit:图形处理单元),使用GPU的结构被称作GPGPU(General-Purpose computing on Graphics Processing Unit:通用图形处理器)。另外,接收波束形成部104中除了高性能运算电路1047以外的各要素,即、接收部1040、第一整相相加部1041、参数计算部1043、第一合成部1044、输出部1046例如由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、或者处理器等可编程设备和软件来实现。此外,第二整相相加部1042、第二合成部1045分别具备比第一整相相加部1041、第一合成部1044高的运算能力。

[0061] 以下,对构成接收波束形成部104的各部的结构进行说明。

[0062] (1) 接收部1040

[0063] 接收部1040是经由复用器部102与探头101连接,与发射事件同步地生成对通过利用探头101的超声波反射波的接收得到的电信号进行放大之后又进行AD转换所得到的接收信号(RF信号)的电路。按照发射事件的顺序按照时间序列生成接收信号并输出至数据储存部107,将接收信号暂时保存于数据储存部107。

[0064] 在这里,所谓的接收信号(RF信号)是对从由各振子接收到的反射超声波转换后的电信号进行A/D转换所得到的数字信号,形成了在由各振子接收到的超声波的发射方向(被检体的深度方向)上连续的信号的列。

[0065] 在发射事件中,如上所述,发射部1031使存在于探头101中的多个振子101a中包含于发射开口Tx的多个振子分别发射超声波束。与此相对,接收部1040与发射事件同步地基于由存在于探头101的多个振子101a的一部分或者全部相当的振子(以下,称为“受波振子”)的每一个所得到的反射超声波,生成针对各振子的接收信号的列。优选受波振子的数量比发射开口Tx所包含的振子的数量多。另外,受波振子的数量也可以为存在于探头101的振子101a的总数。

[0066] 发射部1031与发射事件同步地使发射开口Tx沿列方向移动移动间距 M_p 并且反复超声波发射,从存在于探头101的多个振子101a整体进行超声波发射。接收部1040与发射事件同步地生成针对各受波振子的接收信号的列,并将所生成的接收信号保存至数据储存部107。

[0067] (2) 第一整相相加部1041

[0068] 第一整相相加部1041与发射事件同步地设定在被检体中进行子帧声线信号的生成的对象区域 B_x 。接下来,在对象区域 B_x 内,设定通过发射焦点F的观测线BL。在本实施方式中,观测线BL是通过发射焦点F和发射开口Tx的中心线的直线,与振子列正交。此外,只要观测线BL通过发射焦点F和发射开口Tx内的任意的点即可,并不限于上述的情况。接下来,对于存在于观测线BL上的多个代表点 Q_k 的每一个,根据代表点 Q_k 对各接收振子 R_m 接收到的接收信号列进行整相相加。而且,是通过计算各代表点 Q_k 上的声线信号的列来生成线区声线信号的电路。图4是表示第一整相相加部1041的结构的功能框图。如图4所示,第一整相相加部1041具备对象区域设定部1141、发射时间计算部1142、接收时间计算部1143、延迟量计算部1144、延迟处理部1145、权重计算部1146以及加法部1147。

[0069] 以下,对构成第一整相相加部1041的各部的结构进行说明。

[0070] i) 对象区域设定部1141

[0071] 对象区域设定部1141是设定在被检体内进行子帧声线信号的生成的对象区域 B_x 。所谓的“对象区域”是应与发射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。即、为了便于与1次发射事件同步地计算,将对象区域 B_x 设定为进行声线信号的生成的观测对象点的集合。在这里,所谓的“子帧声线信号”是针对存在于根据1次发射事件生成的对象区域 B_x 内的全部的观测点的声线信号的集合。所谓的“子帧”是指形成在1次发射事件中得到并与存在于对象区域 B_x 内的全部的观测点对应的集中的信号的单位,对获取时间不同的多个子帧进行合成所得到的为帧。

[0072] 对象区域设定部1141与发射事件同步地、基于从发射波束形成部103获取的表示发射开口 T_x 的位置的信息设定对象区域 B_x 。

[0073] 图5是表示对象区域 B_x 的示意图。如图5所示,对象区域 B_x 是存在于超声波主照射区域 A_x 内的任意的区域,在本实施方式中,是超声波主照射区域 A_x 的整个区域。

[0074] 进一步,对象区域设定部1141在对象区域 B_x 的内部,设定进行线区声线信号的生成的对象线 BL 。在本实施方式中,对象线 BL 是通过聚焦点 F 或者其附近的直线。此外,如上所述,对象线 BL 是通过聚焦点 F 或者其附近和发射开口 T_x 上的任意的点的直线上的区域即可。而且,对在该对象线 BL 上设定的代表点 Q_k ,生成线区声线信号。此外,接收开口保持原样使用发射开口 T_x 。

[0075] 设定的对象区域 B_x 被输出至控制部103,对象线 BL 以及从发射波束形成部103获取到的发射开口 T_x 被输出至发射时间计算部1142、接收时间计算部1143、延迟处理部1145、权重计算部1146。

[0076] ii) 发射时间计算部1142

[0077] 发射时间计算部1142是计算发射出的超声波到达被检体中的观测点 P 的发射时间的电路。与发射事件对应地、基于从对象区域设定部1141获取到的表示发射开口 T_x 所包含的振子的位置的信息和表示对象线 BL 的位置的信息,对存在于对象线 BL 上的任意的代表点 Q_k 计算发射出的超声波到达被检体中的代表点 Q_k 的发射时间。

[0078] 图6是用于对从发射开口 T_x 放射并在处于对象线 BL 上的任意的位置的点 Q_k 被反射而到达位于发射开口 T_x 内的接收振子 R_m 的超声波的传播路径进行说明的示意图。此外,图6(a)表示代表点 Q_k 的深度为发射聚焦深度以上的情况,图6(b)表示代表点 Q_k 比发射聚焦深度浅的情况。

[0079] 从发射开口 T_x 放射出的发射波通过路径401在发射焦点 F 波前会聚,并再次扩散。在发射波会聚或者扩散的中途到达代表点 Q_k ,若在代表点 Q_k 声阻抗发生变化则生成反射波,该反射波返回到探头101中的发射开口 T_x 内的接收振子 R_m 。由于将发射焦点 F 规定为发射波束形成部103的设计值,所以发射焦点 F 与任意的代表点 Q_k 之间的路径402的长度能够通过几何学来计算。

[0080] 以下,对发射时间的计算方法进行详细说明。

[0081] 首先,使用图6(a)对代表点 Q_k 的深度为发射聚焦深度以上的情况进行说明。在该情况下,作为从发射开口 T_x 放射出的发射波通过路径401到达发射焦点 F ,并从发射焦点 F 通过路径402到达代表点 Q_k 的情况来计算。因此,对发射波通过路径401的时间和通过路径402

的时间进行合计所得到的值为发射时间。具体而言,通过对路径401的长度和路径402的长度相加所得到的全路径长除以被检体内的超声波的传播速度来求出。

[0082] 另一方面,使用图6 (b) 对代表点Qk比发射聚焦深度浅的情况进行说明。在该情况下,作为从发射开口Tx放射出的发射波通过路径401到达发射焦点F的时刻和在通过路径404到达代表点Qk后,从代表点Qk通过路径405到达发射焦点F的时刻相同的情况来计算。换句话说,从发射波通过路径401的时间减去通过路径405的时间所得到的值为发射时间。具体而言,通过从路径401的长度减去路径405的长度所得的路径长差除以被检体内的超声波的传播速度来求出。

[0083] 此外,代表点Qk是发射聚焦深度的情况下的发射时间也可以使用与代表点Qk比发射聚焦深度浅的情况下相同的计算方法。这是因为由于路径402的长度和路径405的长度均为0,所以不论是哪一种计算方法,都与通过路径401的时间一致。

[0084] 发射时间计算部1142针对1次发射事件,对于对象线BL上的所有的代表点Qk,计算放射出的超声波到达被检体中的观测点Qk的发射时间并输出至延迟量计算部1144。另外,发射时间计算部1142针对1次发射事件,对于对象线BL上的所有的代表点Qk,计算路径402或者路径405的长度,并输出至接收时间计算部1143。

[0085] iii) 接收时间计算部1143

[0086] 接收时间计算部1143是计算来自代表点Q的反射波到达发射开口Tx所包含的接收振子Rm的每一个的接收时间的电路。基于与发射事件对应地、从对象区域设定部1141获取到的表示接收振子Rk的位置的信息和表示对象线BL的位置的信息,对存在于对象线BL上的任意的代表点Qk,计算放射出的超声波被被检体中的代表点Qk反射再到达发射开口Tx的各接收振子Rm的接收时间。

[0087] 如上所述,对于到达代表点Qk的发射波而言,若在代表点Qk声阻抗发生变化则生成反射波,且该反射波返回到探头101中的发射开口Tx内的各接收振子Rm。此时,接收时间计算部1143以与发射超声波束相同的方式,以发射焦点F为基准计算从代表点Qk到接收振子Rm的路径。

[0088] 对于接收时间的计算方法而言,首先,使用图6对概念进行说明。其中,在计算时,如后述那样,能够进行简化。

[0089] 首先,使用图6 (a) 对代表点Qk的深度为发射聚焦深度以上的情况进行说明。在该情况下,作为被代表点Qk反射出的反射波通过路径402到达发射焦点F,并从发射焦点F通过路径403到达接收振子Rm的情况进行计算。因此,对通过路径402的时间和通过路径403的时间进行合计所得到的值为接收时间。

[0090] 另一方面,使用图6 (b) 对代表点Qk比发射聚焦深度浅的情况进行说明。在该情况下,作为被发射焦点F反射出的反射波通过路径405到达代表点Qk之后通过路径406到达接收振子Rm的时刻与通过路径403直接到达接收振子Rm的时刻相同的情况进行计算。换句话说,被代表点Qk反射出的反射波到达接收振子Rm的时间比被发射焦点F反射出的反射波通过路径403到达接收振子Rm的时间短通过路径405所需要的时间。因此,从通过路径403的时间中减去通过路径405的时间所得到的值为接收时间。

[0091] 在这里,每个代表点Qk的路径402或者路径405的长度与发射时间计算部1142作为发射时间的一部分计算的每个代表点Qk的路径402或者路径405的长度相同。因此,在本实

施方式中,将由发射时间计算部1142计算出的每个代表点 Q_k 的路径402或者路径405的长度用于接收时间的计算。另外,路径403的长度仅取决于发射焦点F与接收振子 R_m 的位置关系。换言之,针对同一代表点Q的2个接收振子 R_{m1} 、 R_{m2} 的接收时间之差完全不取决于代表点的位置。即、针对同一代表点Q的2个接收振子 R_{m1} 、 R_{m2} 的接收时间之差不论是对代表点 Q_{k1} 、还是对代表点 Q_{k2} 、还是对代表点 Q_{k3} 都是恒定的。

[0092] 以下,使用图7更加详细地说明。路径403的长度由接收振子 R_m 与发射焦点F的位置关系来确定。接收振子 R_m 的接收时间与位于发射开口 T_x 的中心的接收振子 R_c 的接收时间的差是超声波在以发射焦点F为中心与接收振子 R_c 相切的圆弧410与接收振子 R_m 的距离412中传播所需要的时间。

[0093] 因此,接收时间计算部1143使用与接收振子 R_c 的路径403的长度对应的路径401的长度、和由发射时间计算部1142计算出的每个代表点 Q_k 的路径402或者路径405的长度,来计算针对接收振子 R_c 的每个代表点 Q_k 的接收时间。进一步,通过每个接收振子 R_m 的距离412除以超声波的传播速度,来计算每个接收振子 R_m 的相对于接收振子 R_c 的接收时间差。然后,将针对接收振子 R_c 的每个代表点 Q_k 的接收时间和每个接收振子 R_m 的相对于接收振子 R_c 的接收时间差输出至延迟量计算部1144。

[0094] iv) 延迟量计算部1144

[0095] 延迟量计算部1144是根据发射时间和接收时间来计算朝向发射开口 T_x 内的各接收振子 R_m 的总传播时间,并基于该总传播时间,来计算用于针对各接收振子 R_m 的接收信号的列的延迟量的电路。延迟量计算部1144获取发射出的超声波到达代表点 Q_k 的发射时间、被代表点 Q_k 反射到达接收振子 R_c 的接收时间以及接收振子 R_c 与各接收振子 R_m 的接收时间差。然后,计算发射出的超声波到达各接收振子 R_m 的总传播时间,并根据针对各接收振子 R_m 的总传播时间的差异,计算针对各接收振子 R_m 的延迟量。每个代表点 Q_k 的针对接收振子 R_c 的总传播时间能够作为针对代表点 Q_k 的发射时间与针对接收振子 R_c 的接收时间的合计来得到。另外,针对各接收振子 R_m 的总传播时间能够通过针对同一代表点 Q_k 的接收振子 R_c 的总传播时间加上接收振子 R_c 与各接收振子 R_m 的接收时间差而得到。延迟量计算部1144对存在于对象线BL上的所有的代表点 Q_k ,计算应用于针对接收振子 R_c 的接收信号的列的延迟量,并与接收振子 R_c 和各接收振子 R_m 的接收时间差一并输出至延迟处理部1145。

[0096] v) 延迟处理部1145

[0097] 延迟处理部1145是从针对发射开口 T_x 内的接收振子 R_m 的接收信号的列中,将与针对各接收振子 R_m 的延迟量相当的接收信号识别为基于来自代表点 Q_k 的反射超声波的与各接收振子 R_m 对应的接收信号的电路。

[0098] 延迟处理部1145与发射事件对应地、从对象区域设定部1141获取表示接收振子 R_m 的位置和对象线BL的位置的信息、从数据储存部107获取与接收振子 R_m 对应的接收信号、从延迟量计算部1144获取应用于针对各接收振子 R_m 的接收信号的列的延迟量,作为输入。然后,从与各接收振子 R_m 对应的接收信号的列中,将与减去了针对各接收振子 R_m 的延迟量的时间对应的接收信号识别为基于来自代表点 Q_k 的反射波的接收信号,并输出至加法部1147。

[0099] 更具体而言,延迟处理部1145对针对各接收振子 R_m 的接收信号的列,进行延迟处理,以抵消接收振子 R_c 与各接收振子 R_m 的接收时间差。从延迟处理后的接收信号的列取出

与同一时刻对应的接收信号,从而能够取出基于来自同一代表点 Q_k 的反射超声波的接收信号的集合。

[0100] vi) 权重计算部1146

[0101] 权重计算部1146是计算针对各接收振子 R_m 的权重数列(接收变迹)的电路。

[0102] 权重数列是应用于与发射开口 T_x 内的各振子对应的接收信号的权重系数的数列。权重数列以发射焦点 F 为中心呈对称的分布。权重数列设定为针对位于发射开口 T_x 的列方向的中心的振子的权重最大,权重的分布的中心轴与发射开口中心轴一致。作为权重数列的形状,例如,为汉明窗、汉宁窗、矩形窗。

[0103] 权重计算部1146以从对象区域设定部1141输出的表示发射开口 T_x 的位置的信息为输入计算针对各接收振子 R_m 的权重数列,并将计算出的每个代表点 Q_k 的权重数列输出至加法部1147。

[0104] vii) 加法部1147

[0105] 加法部1147以从延迟处理部1145输出的与各接收振子 R_m 对应地识别出的接收信号、从权重计算部1146输出的加权配置信息为输入,对与各接收振子 R_m 对应地识别出的接收信号乘以针对各接收振子 R_m 的权重并相加,来生成针对代表点 Q_k 的声线信号。在延迟处理部1145中对由位于发射开口 T_x 内的各接收振子 R_m 检测出的接收信号的相位进行调整并在加法部1147中进行加法处理,从而能够基于来自代表点 Q_k 的反射波使由各接收振子 R_m 接收到的接收信号重叠来使其信号 S/N 比增加,并提取来自代表点 Q_k 的接收信号。

[0106] 将以上的处理总结如下。将针对接收振子 R_m 的接收信号列设为 $R_f(m, t)$ 。在这里, m 是指接收振子的标识符, t 是接收振子 R_c 接收到来自代表点 Q_k 的反射超声波的时刻。另外,将针对接收振子 R_m 的权重系数设为 $A(m)$ 。进一步,将接收振子 R_m 与接收振子 R_c 的接收时间差设为 $d(m)$ 。此时,针对代表点 Q_k 的声线信号 $D_{as}(k)$ 通过以下的式子给出。

[0107] [式1]

$$[0108] \quad D_{as}(k) = \sum_m \{A(m) \times R_f(m, t + d(m))\}$$

[0109] 通过以上的处理,能够对1次发射事件的对象线 BL 上的所有的代表点 Q_k 生成声线信号。生成的线区的声线信号被输出至数据储存部107并保存。

[0110] (3) 第二整相相加部1042

[0111] 第二整相相加部1042与发射事件同步地、设定在被检体内进行子帧声线信号的生成的对象区域 C_x 。接下来,对于存在于对象区域 C_x 上的多个观测点 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列进行整相相加。而且,是通过计算各观测点中的声线信号的列来生成子帧声线信号的电路。图8是表示第二整相相加部1042的结构的功能框图。如图8所示,第二整相相加部1042具备对象区域设定部1241、接收开口设定部1242、发射时间计算部1243、接收时间计算部1244、延迟量计算部1245、延迟处理部1246、权重计算部1247以及加法部1248。

[0112] 以下,对构成第二整相相加部1042的各部的结构进行说明。此外,对于具有与构成第一整相相加部1041的相同名称的结构几乎相同的功能结构,省略详细的说明。

[0113] i) 对象区域设定部1241

[0114] 对象区域设定部1241设定在被检体内进行子帧声线信号的生成的对象区域 C_x 。

[0115] 对象区域设定部1241与发射事件同步地、基于第一整相加部1041的对象区域设定部1241设定的对象区域 B_x ，来设定对象区域 C_x 。在本实施方式中，对象区域 C_x 是对象区域 B_x 的整个区域。

[0116] 设定的对象区域 C_x 被输出至发射时间计算部1243、接收时间计算部1244、延迟处理部1246。

[0117] ii) 接收开口设定部1242

[0118] 接收开口设定部1242是基于来自控制部108的控制信号和来自发射波束形成部103的表示发射开口 T_x 的位置的信息，选择相当于存在于探头101中的多个振子的一部分，与列中心在空间上最接近观测点的振子一致的振子列(接收振子列)作为接收振子来设定接收开口 R_x 的电路。

[0119] 图9是表示由接收开口设定部1242设定的接收开口 R_x 和发射开口 T_x 的关系的示意图。如图9所示，接收开口 R_x 被设定为与其中心在空间上最接近观测点 P_{ij} 的振子 X_k 一致。此外，发射开口 R_x 对每个观测点 P_{ij} 决定其位置，不会基于与发射事件同步地变动的发射开口 T_x 的位置而变化。即、即使是不同的发射事件，在生成有关处于同一位置的观测点 P_{ij} 的声线信号的处理中，基于由同一接收开口 R_x 内的接收振子 R_k 获取到的接收信号来进行整相加。

[0120] 另外，为了接收来自超声波主照射区域 A_x 整体的反射波，优选将接收开口 R_x 所包含的振子的数量设定为对应的发射事件中的发射开口 T_x 所包含的振子的数量以上。构成接收开口 R_x 的振子列的数量例如也可以为32、64、96、128、192等。

[0121] 接收开口 R_x 的设定至少进行与列方向上的观测点 P_{ij} 的最大数相同的次数。另外，接收开口 R_x 的设定也可以是与发射事件同步地逐步进行的结构、或者也可以是在全部的发射事件结束后，将与各发射事件对应的接收开口 R_x 的设定集中进行发射事件的次数的结构。

[0122] 表示选择的接收开口 R_x 的位置的信息经由控制部108输出至数据储存部107。

[0123] 数据储存部107将表示接收开口 R_x 的位置的信息和与接收振子对应的接收信号输出至发射时间计算部1243、接收时间计算部1244、延迟处理部1246、权重计算部1247。

[0124] iii) 发射时间计算部1243

[0125] 发射时间计算部1243是计算发射出的超声波到达被检体中的观测点 P_{ij} 的发射时间的电路。与发射事件对应地、基于从数据储存部107获取到的表示发射开口 T_x 所包含的振子位置的信息和从对象区域设定部1241获取到的表示对象区域 C_x 的位置的信息，对存在于对象区域 C_x 内的任意的观测点 P_{ij} ，计算发射出的超声波到达被检体中的观测点 C_{ij} 的发射时间。由于发射时间的计算方法与发射时间计算部1142相同，所以在省略说明。

[0126] 发射时间计算部1243针对1次发射事件，对对象区域 C_x 内的所有的观测点 P_{ij} ，计算发射出的超声波到达被检体中的观测点 P_{ij} 的发射时间并输出至延迟量计算部1245。

[0127] iv) 接收时间计算部1244

[0128] 接收时间计算部1244是计算来自观测点 P_{ij} 的反射波到达接收开口 R_x 所包含的接收振子 R_k 的每一个的接收时间的电路。与发射事件对应地、基于从数据储存部107获取到的表示接收振子 R_k 的位置的信息和从对象区域设定部1141获取到的表示对象区域 C_x 的位置的信息，对存在于对象区域 C_x 内的任意的观测点 P_{ij} ，计算发射出的超声波被被检体中的观

测点 P_{ij} 反射到达接收开口 R_x 的各接收振子 R_k 的接收时间。

[0129] 与接收时间计算部1143不同,在接收时间计算部1244中,作为反射波经由从观测点 P_{ij} 到接收振子 R_k 的最短路径403来计算接收时间。

[0130] 接收时间计算部1244针对1次发射事件,对存在于对象区域 C_x 内的所有的观测点 P_{ij} ,计算发射出的超声波被观测点 P_{ij} 反射到达各接收振子 R_k 的接收时间并输出至延迟量计算部1245。

[0131] v) 延迟量计算部1245

[0132] 延迟量计算部1245是根据发射时间和接收时间来计算到接收开口 R_x 内的各接收振子 R_k 的总传播时间,并基于该总传播时间,来计算应用于针对各接收振子 R_k 的接收信号的列的延迟量的电路。延迟量计算部1245获取发射出的超声波到达观测点 P_{ij} 的发射时间和被观测点 P_{ij} 反射到达各接收振子 R_k 的接收时间。然后,计算发射出的超声波到达各接收振子 R_k 的总传播时间,并根据针对各接收振子 R_k 的总传播时间的差异,来计算针对各接收振子 R_k 的延迟量。延迟量计算部1245对存在于对象区域 C_x 内的所有的观测点 P_{ij} ,计算应用于针对各接收振子 R_k 的接收信号的列的延迟量并输出至延迟处理部1246。

[0133] vi) 延迟处理部1246

[0134] 延迟处理部1246是从针对接收开口 R_x 内的接收振子 R_k 的接收信号的列中,将与针对各接收振子 R_k 的延迟量相当的接收信号识别为与基于来自观测点 P_{ij} 的反射超声波的各接收振子 R_k 对应的接收信号的电路。

[0135] 延迟处理部1246与发射事件对应地、从接收开口设定部1242获取表示接收振子 R_k 的位置的信息、从数据储存部107获取与接收振子 R_k 对应的接收信号、从对象区域设定部1241获取表示获取到的对象区域 C_x 的位置的信息、从延迟量计算部1245获取应用于针对各接收振子 R_k 的接收信号的列的延迟量,作为输入。然后,从与各接收振子 R_k 对应的接收信号的列中,将与减去了针对各接收振子 R_k 的延迟量后的时间对应的接收信号识别为基于来自观测点 P_{ij} 的反射波的接收信号,并输出至加法部1248。

[0136] vii) 权重计算部1247

[0137] 权重计算部1247是计算针对各接收振子 R_k 的权重数列,以使针对位于接收开口 R_x 的列方向的中心的振子的权重最大的电路。

[0138] 如图9所示,权重数列是应用于与接收开口 R_x 内的各振子对应的接收信号权重系数的数列。权重数列以发射焦点 F 为中心成对称的分布。权重数列的分布的形状能够使用汉明窗、汉宁窗、矩形窗等,并不对分布的形状进行特别限定。权重数列被设定为针对位于接收开口 R_x 的列方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 R_{xo} 一致。权重计算部1247以从接收开口设定部1242输出的表示接收振子 R_k 的位置的信息为输入,计算针对各接收振子 R_k 的权重数列并输出至加法部1248。

[0139] viii) 加法部1248

[0140] 加法部1248是以从延迟处理部1246输出的与各接收振子 R_k 对应地识别出的接收信号为输入,对它们进行相加,来生成针对观测点 P_{ij} 的整相相加后的声线信号的电路。或者,还可以为以从权重计算部1247输出的针对各接收振子 R_k 的权重数列为输入,对与各接收振子 R_k 对应地识别出的接收信号乘以针对各接收振子 R_k 的权重并相加,来生成针对观测点 P_{ij} 的声线信号的结构。

[0141] 通过加法部1248,与发射事件同步地生成针对存在于对象区域Cx内的所有观测点Pi j的子帧的声线信号。将生成的子帧的声线信号输出至数据储存部107并保存。

[0142] (4) 参数计算部1043

[0143] 参数计算部1043是基于由第一整相相加部1041生成的线区声线信号和/或由后述的第一合成部1044生成的第一帧声线信号,来计算用于第二整相相加部1042进行接收波束形成的参数的电路。在这里,所谓的参数例如是指定被检体内的超声波的传播速度(以下,称为“超声波速度”)、针对观测点的深度的加权(以下,称为“增益修正值”)、对象区域Cx的大小的信息等。

[0144] 在本实施方式中,作为参数计算被检体内的超声波速度。被检体内的超声波速度用于将声线信号转换为B模式图像时的坐标转换(将时间差转换为深度之差)、如上述那样整相相加中的延迟量的计算。如图11(a)的示意图所示,在生成基于来自观测点Pi j的反射波的声线信号时,将延迟量设定为基于来自振子Rc中的观测点Pi j的反射波的接收信号与基于来自振子Rm中的观测点Pi j的反射波的接收信号的定时相同。此时,使用振子Rc与观测点Pi j的几何距离dc、振子Rm与观测点Pi j的几何距离dm、超声波速度vu,来计算延迟量。具体而言,使用 $\Delta d = d_m - d_c$,并使用振子Rm中的基于来自观测点Pi j的反射波的接收信号的定时比振子Rc中的基于来自观测点Pi j的反射波的接收信号的定时的晚 $\Delta d/v_u$ 这样的前提,来进行整相相加。

[0145] 此时,超声波速度vu使用根据被检体的特性推定出的值。然而,超声波速度依赖于被检体内的组织的硬度等,有推定值包含误差的情况。在这里,在超声波速度的推定值vu的误差较大的情况下,即、来自观测点Pi j的反射波到达振子Rc的时刻与到达振子Rm的时刻的真实的时间差 Δt 、与计算上的延迟量差 $\Delta d/v_u$ 的差较大的情况下,成为整相相加的接收聚焦不一致(偏离)的状态。图11(b)是表示计算上的超声波速度vu、和延迟量与真实时间差的偏差 $\Delta d/v_u - \Delta t$ 的关系的示意图。然而,很难预先准确地推定超声波速度。

[0146] 因此,参数计算部1043针对同一对象线BL,使第一整相相加部1041生成只有所使用的计算上的超声波速度vu不同的多个线区声线信号,来进行超声波速度vu的推定。具体而言,参数计算部1043例如对针对同一对象线BL生成的与超声波速度v1、v2、v3、v4对应的线区声线信号进行比较,将与方差最大的线区声线信号对应的超声波速度作为超声波速度输出至第二整相相加部1042。这是因为,计算上的超声波速度与实际的超声波速度的偏差越小,越成为整相相加的接收聚焦一致的状态,即、声线信号的S/N比增大。换句话说,是由于计算上的超声波速度与实际的超声波速度的偏差越小,在基于来自一个超声波反射源的反射超声波的多个接收信号中,峰值的定时的时间差越小,所以可得到峰值尖锐,即、峰值的信号值较大,并且,半值宽度的时间变短,距离分辨率(时间分辨率)较高的声线信号。

[0147] 参数计算部1043将计算出的参数输出至第二整相相加部1042。

[0148] (5) 第一合成部1044

[0149] 第一合成部1044是根据与发射事件同步地生成的线区声线信号生成子帧声线信号,并根据生成的子帧声线信号合成第一帧声线信号的电路。图12(a)是表示第一合成部1044的结构的功能框图。如图12(a)所示,第一合成部1044具备声线信号展开部1341和加权合成部1342。

[0150] 以下,对构成第一合成部1044的各部的结构进行说明。

[0151] i) 声线信号展开部1341

[0152] 声线信号展开部1341是用于合成第一帧声线信号的一系列的线区声线信号的生成结束后,读出数据储存部107所保持的多个线区声线信号。然后,对各个线区声线信号,基于对象区域 B_x 内的观测点 S_{ij} 与代表点 Q_k 的位置关系,根据线区声线信号生成子帧声线信号。

[0153] 图13是表示声线信号展开部1341中的生成子帧声线信号的处理的示意图。首先,假定代表点 Q_k 的深度和观测点 S_{ij} 的深度均比发射聚焦深度深的情况。如上所述,代表点 Q_k 的发射时间取决于从发射开口 T_x 到发射焦点 F 的距离与从发射焦点 F 到代表点 Q_k 的距离的合计值。即、在代表点 Q_k 和观测点 S_{ij} 存在于距离发射焦点 F 等距离的情况下,代表点 Q_k 的发射时间和观测点 S_{ij} 的发射时间相等。同样地,代表点 Q_k 的接收时间取决于从观测点 Q_k 到发射焦点 F 的距离与从发射焦点 F 到接收振子 R_m 的距离的合计值。即、在代表点 Q_k 和观测点 S_{ij} 存在于距离发射焦点 F 等距离的情况下,代表点 Q_k 的接收时间与观测点 S_{ij} 的接收时间相等。因此,针对代表点 Q_k 的声线信号包含有针对到发射焦点 F 的距离相等的多个观测点 S_{ij} 的声线信号。换言之,获取针对到发射焦点 F 的距离相等的多个观测点 S_{ij} 的声线信号的总和作为针对代表点 Q_k 的声线信号。该关系在代表点 Q_k 的深度和观测点 S_{ij} 的深度均比发射聚焦深度浅的情况下也成立。

[0154] 因此,声线信号展开部1341将代表点 Q_k 的声线信号作为满足如下2个条件的观测点 S_{ij} 的声线信号的值来应用:(1)代表点 Q_k 的深度和观测点 S_{ij} 的深度均比发射聚焦深度深、或者浅;(2)代表点 Q_k 与发射焦点 F 的距离、和观测点 S_{ij} 与发射焦点 F 的距离相等。具体而言,在对象区域 B_x 内,设定以发射焦点 F 为中心通过代表点 Q_k 的圆弧,对存在于圆弧上的所有观测点 S_{ij} ,作为与该观测点 S_{ij} 对应的声线信号的值,应用存在于该圆弧上的代表点 Q_k 的声线信号的值。此时,在对象区域 B_x 内不连续的圆弧,即、离发射焦点 F 的距离相等,但比聚焦深度浅的圆弧和比聚焦深度深的圆弧,例如,圆弧521和圆弧511作为其它圆弧来处理。例如,对圆弧514上的所有观测点 S_{ij} ,作为与该观测点 S_{ij} 对应的声线信号的值,应用存在于圆弧514的代表点 Q_k 的声线信号的值。通过这样的处理,声线信号展开部1341根据线区声线信号生成子帧声线信号。

[0155] 声线信号展开部1341将生成的子帧声线信号输出至加权合成部1342。

[0156] ii) 加权合成部1342

[0157] 图14是表示加权合成部1342中的对合成声线信号进行合成的处理的示意图。如上所述,与发射事件同步地使发射振子列(发射开口 T_x)所使用的振子在振子列方向上相差移动间距 M_p ,并依次进行超声波收发。因此,基于不同的发射事件的对象区域 B_x 也按照每个发射事件在相同方向上相差移动间距 M_p 的位置。通过以与各子帧声线信号所包含的声线信号对应的观测点 S_{ij} 的位置为指标对多个子帧声线信号相加,来合成覆盖了全部对象区域 B_x 的第一帧声线信号。

[0158] 此时,加权合成部1342以观测点 S_{ij} 的位置为指标进行针对子帧声线信号的加权。权重数列是应用于与观测点 S_{ij} 对应的各子帧声线信号的权重系数的数列。权重数列由与子帧声线信号对应的发射事件中的发射焦点 F 的位置来规定。权重数列以观测点 S_{ij} 为中心成对称的分布。权重数列被设定为针对在与观测点 S_{ij} 相同的 X 坐标(振子的排列方向上的

位置)上设定发射焦点F的发射事件中的子帧声线信号的权重最大。权重的分布的中心轴与通过观测点 P_{ij} 并与振子列正交的直线 $P_{ij}o$ 一致。作为权重数列的形状,例如为汉明窗、汉宁窗、矩形窗。

[0159] 加权合成部1342对各观测点 P_{ij} ,对与观测点 P_{ij} 对应的各子帧声线信号进行加权相加,从而合成第一帧声线信号。

[0160] 另外,对于横跨位置不同的多个对象区域 B_x 而存在的观测点 P_{ij} ,对各子帧声线信号中的声线信号的值相加,所以合成声线信号根据横跨的程度显示较大的值。以下,将观测点 P_{ij} 不同的对象区域 B_x 所包含的次数称为“重叠数”,将振子列方向上的重叠数的最大值称为“最大重叠数”。

[0161] 另外,在本实施方式中,对象区域 B_x 存在于沙漏形状的区域。因此,如图15(a)所示,由于重叠数以及最大重叠数在被检体的深度方向上发生变化,所以合成声线信号的值也同样地在深度方向上发生变化。为了弥补这一点,加权合成部1342在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相加的次数来决定的放大率的放大处理。

[0162] 图15(b)是表示加权合成部1342中的放大处理的概要的示意图。如图15(b)所示,由于最大重叠数在被检体的深度方向上发生变化,所以对合成声线信号乘以根据最大重叠数来决定的在被检体深度方向上发生变化的放大率,以弥补该变化。由此,伴随着在深度方向上的重叠数的变化的合成声线信号的变动重要因素被消除,可实现放大处理后的合成声线信号的值在深度方向上均匀化。

[0163] 另外,也可以进行对合成声线信号乘以根据重叠数来决定的在振子列方向上发生变化的放大率的处理。在振子列方向上重叠数发生变化的情况下,消除了其变动重要因素,实现在振子列方向上放大处理后的合成声线信号的值均匀化。

[0164] 此外,也可以将对生成的针对各观测点的合成声线信号实施放大处理后的信号作为帧声线信号。

[0165] (6) 第二合成部

[0166] 第二合成部1045是根据与发射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12(b)是表示第二合成部1045的结构的功能框图。如图12(b)所示,合成部1045具备加法处理部1343、放大处理部1344。

[0167] 以下,对构成第二合成部1045的各部的结构进行说明。

[0168] i) 加法处理部1343

[0169] 加法处理部1343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后,读出数据储存部107所保持的多个子帧声线信号。然后,通过以获取到各子帧声线信号所包含的声线信号的观测点 P_{ij} 的位置为指标对多个子帧声线信号进行相加,来生成针对各观测点的合成声线信号并合成帧声线信号。因此,对针对多个子帧声线信号所包含的同一位置的观测点的声线信号进行相加来生成合成声线信号。

[0170] 加法处理部1343与加权合成部1342相同,通过以获取到各子帧声线信号所包含的声线信号的观测点 P_{ij} 的位置为指标对多个子帧声线信号进行相加,来合成覆盖了全部对象区域 C_x 的第二帧声线信号。

[0171] ii) 放大处理部1344

[0172] 如上所述,合成声线信号的值在被检体的深度方向上发生变化。为了弥补这一点,放大处理部1344在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相加的次数来决定的放大率的放大处理。在放大处理部1344中,进行与加权合成部1342相同的放大处理。如图15(b)所示,由于最大重叠数在被检体的深度方向上发生变化,所以为了弥补该变化,对合成声线信号乘以根据最大重叠数来决定的在被检体深度方向上发生变化的放大率。由此,伴随着在深度方向上的重叠数的变化的合成声线信号的变动重要因素被消除,可实现放大处理后的合成声线信号的值在深度方向上均匀化。

[0173] (7) 输出部

[0174] 输出部1046是基于控制部108的控制,将由第一合成部1044生成的帧声线信号和由第二合成部1045生成的帧声线信号的任一个输出至超声波图像生成部105的选择器电路。控制部108在使用高功能运算电路1047的情况下,使输出部1046输出由第二合成部1045生成的帧声线信号。另一方面,控制部108在未使用高功能运算电路1047的情况下,使输出部1046输出由第一合成部1044生成的帧声线信号。

[0175] <动作1:使用第二整相相加部的情况>

[0176] 对由以上的结构构成的超声波诊断装置100的动作进行说明。

[0177] 图16是表示使用第二整相相加部的情况下的接收波束形成部104的波束形成处理动作的流程图。

[0178] 首先,在步骤S101中,发射部1031进行对存在于探头101的多个振子101a中发射开口Tx所包含的各振子供给用于使其发射超声波束的发射信号的发射处理(发射事件)。

[0179] 接下来,在步骤S102中,接收部1040基于通过利用探头101的超声波反射波的接收得到的电信号生成接收信号并输出至数据储存部107,数据储存部107保存接收信号。判定从存在于探头101的所有振子101a发射超声波是否完成了(步骤S103)。而且,在未完成的情况下返回到步骤S101,使发射开口Tx沿列方向移动移动间距 M_p 并且进行发射事件,在完成的情况下进入步骤S201。

[0180] 接下来,在步骤S201中,对象区域设定部1141与发射事件同步地、基于表示发射开口Tx的位置的信息来设定对象区域 B_x 。在第一次的循环中,设定根据初次的发射事件中的发射开口Tx求出的对象区域 B_x 。

[0181] 接下来,在步骤S202中,对象区域设定部1141在设定的对象区域 B_x 内,设定对象线BL。对象线BL是存在于对象区域 B_x 内部,并且,通过发射焦点F的直线状的区域。

[0182] 接下来,在步骤S210中,对代表点 Q_k 生成声线信号。

[0183] 在这里,对步骤S210中的对代表点 Q_k 生成声线信号的动作进行说明。此外,以下,对代表点 Q_k 仅生成一个声线信号的动作进行说明,但如上所述,仅变更超声波速度的参数对同一代表点 Q_k 生成多个声线信号。换句话说,仅变更超声波速度的值,而执行多次步骤S210。

[0184] 图17是表示接收波束形成部104中的有关代表点 Q_k 的声线信号生成动作的流程图。图18是用于对接收波束形成部104中的有关代表点 Q_k 的声线信号生成动作进行说明的示意图。

[0185] 首先,在步骤S2111中,发射时间计算部1142计算发射出的超声波到达发射焦点F的第一时间。第一时间能够通过从几何学上规定的发射开口Tx到发射焦点F的路径(401)的

长度除以超声波的音速 c_s 来计算。

[0186] 接下来,在步骤S2112中,发射时间计算部1142计算从发射焦点F到达代表点 Q_k 的第二时间。第二时间能够通过从几何学上规定的发射焦点F到代表点 Q_k 的路径(402)的长度除以超声波的音速 c_s 来计算。此外,在代表点 Q_k 的深度比发射聚焦深度浅的情况下,将绝对值为计算出的值的负的值设为第二时间。即、对于距离发射焦点等距离的2个代表点 Q_x 、 Q_y ,若将深度比发射聚焦深度深的代表点 Q_x 的第二时间设为 $1.5\mu s$,则将深度比发射聚焦深度浅的代表点 Q_y 的第二时间设为 $-1.5\mu s$ 。

[0187] 发射时间计算部1142将第一时间和第二时间的和作为针对代表点 Q_k 的发射时间并输出至延迟量计算部1144,并将第二时间输出至接收时间计算部1143。

[0188] 接下来,将根据发射开口 T_x 求出的表示接收振子 R_m 的位置的坐标 m 初始化为发射开口 T_x 内的最小值(步骤S2114),并计算发射出的超声波被被检体中的代表点 Q_k 反射到达发射开口 T_x 的接收振子 R_m 的接收时间。在这里,被代表点 Q_k 反射回的超声波到达发射焦点F的时间已经作为第二时间在步骤S2112中计算出。因此,接收时间计算部1143计算反射回的超声波从发射焦点F到达发射开口 T_x 的接收振子 R_m 的第三时间(步骤S2114)。第三时间能够通过从几何学上规定的发射焦点F到接收振子 R_m 的路径403的长度除以超声波的音速 c_s 来计算。然后,接收时间计算部1143将第二时间和第三时间的和作为接收时间输出至延迟量计算部1144。进一步,延迟量计算部1144根据发射时间和接收时间的合计,计算从发射开口 T_x 发射出的超声波被代表点 Q_k 反射并到达接收振子 R_m 的总传播时间(步骤S2115),并根据相对于发射开口 T_x 内的各接收振子 R_m 的总传播时间的差异,来计算针对各接收振子 R_m 的延迟量(步骤S2116)。

[0189] 对存在于发射开口 T_x 内的所有接收振子 R_m 判定是否完成了延迟量的计算(步骤S2117),在未完成的情况下使坐标 m 自加1(步骤S2118),进一步对接收振子 R_m 进行延迟量的计算(步骤S2114),在结束的情况下进入步骤S2121。在该阶段,对存在于发射开口 T_x 内的全部的接收振子 R_m 计算来自代表点 Q_k 的反射波到达的延迟量。

[0190] 在步骤S2121中,延迟处理部1145对与发射开口 T_x 内的接收振子 R_m 对应的接收信号的列,进行基于针对各接收振子 R_m 的延迟量的延迟处理,并使基于来自代表点 Q_k 的反射波的接收信号的时刻(定时)同步。如上所述,总传播时间中,第一时间由发射焦点F与发射开口 T_x 的位置关系唯一确定,第二时间被发射焦点F与代表点 Q_k 的位置关系唯一确定,第三时间由发射焦点F与接收振子 R_m 的位置关系唯一确定。在这里,由于在一个发射事件中发射焦点F的位置与发射开口 T_x 的位置均是一定的,所以对于第一时间来说,针对所有代表点 Q_k 、所有接收振子 R_m 是一定的。另外,由于第二时间不依赖于接收振子 R_m 的位置,所以在一个接收振子 R_m 中代表点 Q_k 和代表点 $Q(k+1)$ 的总传播时间之差取决于坐标 m 。即、在与同一接收振子对应的接收信号的列中,基于来自代表点 Q_k 的反射波的接收信号与基于来自代表点 $Q(k+1)$ 的反射波的接收信号的时间差仅取决于代表点 Q_k 与代表点 $Q(k+1)$ 之间的距离,在与接收振子 R_m 对应的信号和与接收振子 $R(m+1)$ 对应的信号之间没有差别。另一方面,由于第三时间不取决于代表点 Q_k 的位置,所以与接收振子 R_m 对应的接收信号的列中的基于来自代表点 Q_k 的反射波的接收信号、和与接收振子 $R(m+1)$ 对应的接收信号的列中的基于来自代表点 Q_k 的反射波的接收信号的时间差仅取决于接收振子 R_m 、接收振子 $R(m+1)$ 、发射焦点F它们3个的位置关系,在基于来自代表点 Q_k 的反射波的接收信号和基于来自代表点 $Q(k+1)$ 的

反射波的接收信号之间没有差别。因此,若对与各接收振子 R_m 对应的接收信号的列的每一个进行消除第三时间的差异的延迟处理,则不仅在接收信号的列之间,基于来自代表点 Q_k 的反射波的接收信号的时刻一致,基于来自代表点 $Q_{(k+1)}$ 的反射波的接收信号的时刻、基于来自代表点 $Q_{(k-1)}$ 的反射波的接收信号的时刻也分别一致。因此,无需对每个代表点 Q_k 基于总传播时间来识别接收信号地对各接收信号的列进行基于第三时间的延迟处理,从而能够基于第一时间和第一时间将每个代表点 Q_k 的接收信号识别为振子列方向的接收信号列。

[0191] 接下来,权重计算部1146计算针对各接收振子 R_m 的权重数列(步骤S2123)。权重计算部1146例如应用汉明窗、汉宁窗、矩形窗。加法部1147对与各接收振子 R_m 对应地识别出的接收信号列乘以针对各接收振子 R_m 的权重并相加,来生成针对代表点 Q_k 的声线信号(步骤S2123),并将与生成的代表点 Q_k 对应的声线信号输出至数据储存部107并保存(步骤S2124)。

[0192] 接下来,返回到图16,在步骤S211中,参数计算部1043基于线区声线信号来计算参数。在这里,对针对同一对象线区BL生成的多个线区声线信号,计算每一个的声线信号的值的方差(声线信号的值的平方的算术平均值)。然后,计算与方差最大的声线信号对应的超声波速度,作为被检体内的超声波速度。作为计算出的参数的超声波速度被输出至第二整相相加部1042。

[0193] 接下来,在步骤S220中,使用参数生成观测点 P_{ij} 声线信号。图19是表示接收波束形成部104中的观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作的流程图。图20是用于对接收波束形成部104中的观测点 P_{ij} 的声线信号生成动作进行说明的示意图。

[0194] 首先,在步骤S2210中,对象区域设定部1241设定观测点 P_{ij} 的设定范围亦即对象区域 C_x 。在这里,将对象区域 B_x 整体设定为对象区域 C_x 。

[0195] 接下来,进入观测点同步型波束形成处理(步骤S2211~2264)。首先,将表示观测点 P_{ij} 的位置的坐标 i, j 初始化为对象区域 C_x 的最小值(步骤S2211、S2212),接收开口设定部1242选择接收开口 R_x 振子列,以与列中心在空间上最接近观测点 P_{ij} 的振子 X_k 一致(步骤S2231)。

[0196] 接下来,对观测点 P_{ij} 生成声线信号。

[0197] 首先,在步骤S2241中,发射时间计算部1243对存在于对象区域 C_x 上的任意的观测点 P_{ij} ,计算发射出的超声波到达被检体中的观测点 P_{ij} 的发射时间。此时,发射时间计算部1243使用由路径401和路径402规定的几何上的路径长度和由参数计算部1043计算出的超声波的速度来计算发射时间。

[0198] 接下来,将根据接收开口 R_x 求出的表示接收开口 R_x 内的接收振子 R_k 的位置的坐标 k 初始化为接收开口 R_x 内的最小值(步骤S2242),并计算发射出的超声波被被检体中的观测点 P_{ij} 反射到达接收开口 R_x 的接收振子 R_k 的接收时间(步骤S2243)。接收时间能够通过从几何学上规定的观测点 P_{ij} 到接收振子 R_k 的路径403的长度除以由参数计算部1043计算出的超声波的速度来计算。进一步,根据发射时间和接收时间的合计,来计算从发射开口 T_x 发射出的超声波被观测点 P_{ij} 反射到达接收振子 R_k 的总传播时间(步骤S2244),并根据相对于接收开口 R_x 内的各接收振子 R_k 的总传播时间的差异,来计算针对各接收振子 R_k 的延迟量(步骤S2245)。

[0199] 对存在于接收开口Rx内的所有接收振子Rk判定延迟量的计算是否完成了(步骤S2246),在未完成的情况下使坐标k自加1(步骤S2247),进一步对接收振子Rk进行延迟量的计算(步骤S2243),在完成了的情况下进入步骤S2248。在该阶段,对存在于接收开口Rx内的所有接收振子Rk计算来自观测点Pi j的反射波到达的延迟量。

[0200] 在步骤S2248中,延迟处理部1047从与接收开口Rx内的接收振子Rk对应的接收信号的列中,将与减去了针对各接收振子Rk的延迟量后的时间对应的接收信号识别为基于来自观测点Pi j的反射波的接收信号。

[0201] 接下来,权重计算部1247以针对位于接收开口Rx的列方向的中心的振子的权重最大的方式来计算针对各接收振子Rk的权重数列(步骤S2249)。加法部1248对与各接收振子Rk对应地识别出的接收信号乘以针对各接收振子Rk的权重并相加,来生成针对观测点Pi j的声线信号(步骤S2250),并将生成的观测点Pi j声线信号输出至数据储存部107并保存(步骤S2251)。

[0202] 接下来,通过使坐标ij自加1反复步骤S2231~S2251,对位于对象区域Bx内的坐标ij的所有观测点Pi j(图20中的“•”)生成声线信号。对存在于对象区域Cx内的所有观测点Pi j判定是否完成了声线信号的生成(步骤S2261、S2263),在未完成的情况下使坐标ij自加1(步骤S2262、S2264),对观测点Pi j生成声线信号,在完成了的情况下进入步骤S230。在该阶段,生成有关伴随着1次发射事件的存在于对象区域Cx内的所有观测点Pi j的子帧的声线信号,并输出至数据储存部107并保存。

[0203] 接下来,对所有的发射事件,判定子帧的声线信号的生成是否结束了(步骤S230),在未结束的情况下,返回到步骤S201,在结束的情况下进入步骤S301。

[0204] 接下来,在步骤S301中,加法处理部1343读出在数据储存部107中所保持的多个子帧声线信号,以观测点Pi j的位置为指标对多个子帧声线信号进行相加来生成针对各观测点Pi j的合成声线信号并合成帧声线信号。接下来,放大处理部1344对各合成声线信号乘以根据帧声线信号所包含的各合成声线信号的加法次数来决定的放大率(步骤S302),并将放大后的帧声线信号输出至超声波图像生成部105以及数据储存部107(步骤S303),结束处理。

[0205] <动作2:未使用第二整相相加部的情况>

[0206] 另一方面,对未使用第二整相相加部1042的情况下的超声波诊断装置100的动作进行说明。

[0207] 图21是表示未使用第二整相相加部的情况下的接收波束形成部104的波束形成处理动作的流程图。此外,对于与图16中示出的使用第二整相相加部的情况相同的动作标注相同的步骤编号,并省略详细的说明。

[0208] 首先,在步骤S101中,发射部1031进行对存在于探头101的多个振子101a中包含于发射开口Tx的各振子供给用于使其发射超声波束的发射信号的发射处理(发射事件)。

[0209] 接下来,在步骤S102中,接收部1040基于探头101中的超声波反射波生成接收信号并输出至数据储存部107,数据储存部107保存接收信号。判定从存在于探头101的所有振子101a发射超声波是否完成了(步骤S103),在未完成的情况下返回到步骤S101,使发射开口Tx沿列方向移动移动间距Mp并且进行发射事件,在完成的情况下进入步骤S201。

[0210] 接下来,在步骤S201中,对象区域设定部1141与发射事件同步地、基于表示发射开

口 T_x 的位置的信息来设定对象区域 B_x 。

[0211] 接下来,在步骤S202中,对象区域设定部1141在设定的对象区域 B_x 内,设定对象线BL。

[0212] 接下来,在步骤S210中,对代表点 Q_k 生成声线信号。

[0213] 接下来,在步骤S212中,声线信号展开部1341基于线区声线信号,对对象区域 B_x 内的观测点 S_{ij} 生成子帧声线信号。如上述那样,声线信号展开部1341对于观测点 S_{ij} ,在与发射焦点F的距离相同的代表点 Q_k 中,观测点 S_{ij} 比发射聚焦深度深的情况下,确定比发射聚焦深度深的代表点 Q_k ,在观测点 S_{ij} 比发射聚焦深度浅的情况下,确定比发射聚焦深度浅的代表点 Q_k ,并将针对确定出的代表点 Q_k 的声线信号作为针对该观测点 S_{ij} 的声线信号。在该阶段,生成有关伴随着1次发射事件的存在于对象区域 B_x 内的所有观测点 S_{ij} 的子帧的声线信号。

[0214] 接下来,对所有的发射事件,判定子帧的声线信号的生成是否结束了(步骤S230),在未结束的情况下,返回到步骤S201,基于发射开口 T_x 来设定对象区域 B_x (步骤S201),在结束的情况下进入步骤S311。

[0215] 接下来,在步骤S311中,加权合成部1342基于与针对观测点 P_{ij} 的子帧声线信号对应的发射事件中的发射焦点F的位置,来设定针对子帧声线信号的加权数列。

[0216] 接下来,在步骤S312中,加权合成部1342使用权重数列,以观测点 P_{ij} 的位置为指标对多个子帧声线信号进行加权相加来生成针对各观测点 P_{ij} 的合成声线信号并合成帧声线信号。接下来,加权合成部1342将帧声线信号输出至超声波图像生成部105以及数据储存部107(步骤S303),并结束处理。

[0217] <总结>

[0218] 以上,如说明的那样,根据本实施方式的超声波诊断装置100,利用合成孔径法,对由不同的发射事件生成的有关处于同一位置的观测点的声线信号进行重叠并合成。由此,即使是针对多个发射事件处于发射焦点F以外的深度的观测点,也可得到虚拟地进行了发射聚焦后的效果并能够提高空间分辨率和信号S/N比。

[0219] 另外,在超声波诊断装置100中,在生成线区声线信号时,不是对所有的观测点 P_{ij} 进行整相相加,而是对以发射焦点F为中心的圆弧状的区域的一个各设置一个代表点 Q_k ,仅对代表点 Q_k 进行整相相加。由此,由于成为整相相加的对象的代表点 Q_k 的数量不取决于对象区域 B_x 的面积而取决于对象区域 B_x 的深度方向的长度,所以能够大幅削减整相相加的运算量。进一步,由于不仅是发射时间就连接接收时间也以发射焦点F为基准,所以无需对每个代表点 Q_k 反复进行每个接收振子 R_m 的接收时间计算处理。因此,总传播时间的计算处理和整相相加处理都能被简化,在该点也能够大幅削减整相相加的运算量。另一方面,由于能够得到基于针对同一观测点对不同的子帧声线信号进行合成的空间分辨率、信号S/N比的提高效果,所以能够相对于运算量的降低程度抑制空间分辨率、信号S/N比的降低。

[0220] 进一步,在超声波诊断装置100中,在使用第二整相相加部1042的情况下,基于线区声线信号来计算超声波速度等参数,并将其反映到子帧声线信号的生成。由此,在基于通过整相相加生成的声线信号来变更整相相加的参数(例如,速度)的情况下,无需反复运算量较大的子帧声线信号的生成。进一步,由于评价所使用的线区声线信号与子帧声线信号独立地生成,所以能够将第二整相相加部和第二合成部的运算能力仅分配给帧声线信号的生成。因此,能

够最大限度地发挥第二整相相加部和第二合成部的运算能力,并且进行参数的调整。

[0221] 另外,在超声波诊断装置100中,在未使用第二整相相加部1042的情况下,基于线区声线信号来生成帧声线信号。因此,能够以与第一整相相加部和第一合成部的运算能力相称的低运算量来生成帧声线信号。因此,即使在第一整相相加部的运算能力较低的情况下,也能够抑制空间分辨率、信号S/N比的降低的基础上生成超声波图像。

[0222] 《变形例1》

[0223] 在实施方式1的超声波诊断装置100中,参数计算部1043计算了超声波的速度。然而,由参数计算部计算的参数并不限于超声波速度,只要是能够根据声线信号事后优化的参数即可,可以是任意的参数。

[0224] 作为参数的其他具体例,例如,可举出增益修正值。接收部在进行A/D转换之前,进行对探头101的各振子101a通过超声波反射波的接收得到的电信号进行放大的“增益控制”的处理。由于在A/D转换中混入的量子化噪声的等级是一定的,所以为了使量子化噪声的影响成为最小限度,优选放大后的电信号的振幅在不超过最大值的范围内较大,并且一致。然而,在电信号微弱的情况下,特别是混入了白噪声等的情况下,若过度放大,则存在白噪声等也同时被放大,整相相加后的声线信号中混入噪声,品质反倒降低的技术问题。因此,在增益控制中,优选以S/N比一定的方式进行放大。然而,由于被检体内的超声波衰减率会被组织的硬度、组织的边界的存在等影响,所以未必准确进行。因此,也可以根据线区声线信号来计算观测点的深度和S/N比的关系,并为了使针对深度的S/N比的变化最小,根据观测点的深度来进行放大。该放大率是增益修正值。具体而言,与超声波速度相同,具备多个针对观测点的深度的加权系数亦即增益修正值分布,生成只有增益修正值分布不同的针对同一对象线区BL的多个线区声线信号,如图22所示,能够将相对于深度的S/N比的变化最小的增益修正值分布g2输出至第二整相相加部。由此,能够生成没有S/N比不均的高品质的声线信号。

[0225] 另外,也可以不基于线区声线信号,而是基于第一合成部根据线区声线信号生成的第一帧声线信号,来计算参数。作为参数的具体例,例如,可举出对象区域Cx的宽度。具体而言,基于第一帧声线信号的时间变化来检测被检体内的组织和/或探头的移动,如图23所示,以被检体内的组织和/或探头的移动量越大,对象区域Cx的宽度W越小的方式计算参数。被检体内的组织和/或探头的移动例如能够利用连续的2帧的第一帧声线信号来进行相关处理,并通过相关值是否低于阈值来检测。由此,能够在探头的移动时减少重叠数,并抑制运动伪影的产生。另外,例如,也可以相对于被检体内的组织和/或探头的移动的大小,多阶段地缩小对象区域Cx的宽度。具体而言,也可以在相关值低于第一阈值时,将对象区域Cx的宽度W设为对象区域Bx的宽度Tx的1/2,在相关值低于第二阈值时,将对象区域Cx的宽度W设为对象区域Bx的宽度Tx的1/3。

[0226] 此外,参数并不限于上述例子,也可以是能够根据线区声线信号或者第一帧声线信号计算的任意的参数。另外,也可以根据第一帧声线信号来计算超声波速度、增益修正值。

[0227] 《实施方式2》

[0228] 在实施方式1以及变形例中,对超声波诊断装置的结构不会因是否使用第二整相相加部而变化的情况进行了说明。然而,也可以以能够拆装的方式来构成高性能运算电路,

该高功能运算电路构成第二整相相加部和第二合成部,超声波诊断装置也可以仅在安装有高功能运算电路时使用第二整相相加部。

[0229] 图23(a)是表示实施方式2的超声波诊断系统2000的外观图。如图23(a)所示,超声波诊断系统2000具有便携式主体部(HCU;Hand Carry Unit:)200、探头201、推车203、增设部204、输入部205。显示部202内置于便携式主体部200。

[0230] 便携式主体部200是使探头201进行超声波的收发并基于来自探头101的输出信号生成超声波图像并显示于显示部202的超声波诊断装置,具有超声波诊断装置100中除了高功能运算电路1047,即、第二整相相加部1042和第二合成部1045以外的全部结构。便携式主体部200例如由PCI Express×16对应的交换结构、与交换结构连接的个人计算机、以及与交换结构连接并由FPGA构成的接收部1040来实现。此外,交换结构的通信方式并不限于PCI Express×16,若接收部1040与个人计算机、个人计算机与后述的增设部204的通信具有足够的速度(带宽),也可以使用任意的总线。

[0231] 推车203是能够在搭载有便携式主体部200的状态下移动的台架,具备顶板221、增设部204、输入部205。

[0232] 增设部204具备高功能运算电路1047。具体而言,由GPU和用于使GPU动作的电源单元等构成。此外,具体的结构并不限于GPU,也可以是具有高功能的运算能力的处理器或包含处理器、运算电路的模块。

[0233] 输入部205例如是能够与便携式主体部200连接的键盘。

[0234] 便携式主体部200在从推车203取下时,如图20的流程图所示,进行未使用第二整相相加部的动作。另一方面,便携式主体部200在安装于推车203时,如图16的流程图所示,进行使用第二整相相加部的动作。

[0235] <拆装结构>

[0236] 便携式主体部200的背面具备拆装部。例如,如图23(b)所示,拆装部由沿X方向延伸的2个接合槽211构成。接合槽211是L字型的槽,在便携式主体部200的背面侧,设置有锁定爪212。锁定爪212被弹簧向卡止槽内推压,便携式主体部200的背面侧为倾斜面。因此,为允许向接合槽211插入后述的接合凸部222,但抑制插入到接合槽211的内部内的接合凸部222的突出的结构。在便携式主体部200的背面,设置有用于将锁定爪212从卡止槽中拉出的解除按钮213和连接器214。连接器214中储存有从交换结构延伸出的信号线。此外,连接器214优选与所谓的带电插拔(热插拔)对应。进一步,连接器214也可以包含接受来自输入部205的输入的信号线。

[0237] 另一方面,推车203的顶板221具备拆装部。例如,如图23(c)所示,拆装部设置有沿X方向延伸的2个接合凸部222和连接器223。接合凸部222是能够与接合槽211接合的L字型的突起。此外,如图23(c)所示,接合凸部222也可以越接近推车203的前面侧,沿Y方向延伸的部分越小,或在没有沿Y方向延伸的部分的状态下Z方向的高度越低。通过成为这样的形状,由于便携式主体部200能够在仅将接合凸部222的一部分插入接合槽211的状态下相对于顶板221沿Z方向相对移动,所以便携式主体部200的拆装变得容易。连接器223设置为在顶板221的接合凸部222与便携式主体部200的接合槽211接合且通过锁定爪212便携式主体部200不能相对于顶板221相对移动的状态下,与连接器214接合。连接器223中储存有从增设部204的高功能运算电路1047中延伸出的信号线。进一步,连接器223也可以包含来自输

入部205的信号线。

[0238] 在将便携式主体部200安装于推车203时,使接合凸部222的推车203的前面侧的端部与接合槽211的位置对齐,并使便携式主体部200向X方向推车后方侧滑动。由此,接合槽211成为引导件,接合凸部222与接合槽211接合。若接合凸部222被完全储存于接合槽211,则连接器214与连接器223接合,便携式主体部200与增设部204电连接。另外,锁定爪212向接合槽211突出,抑制便携式主体部200相对于推车203相对移动。由此,便携式主体部200被固定于推车203。

[0239] 另一方面,在将便携式主体部200从推车203上取下时,按压解除按钮213并且使便携式主体部200向推车203的前面侧滑动,并且,将便携式主体部200拉出到推车203的前面侧。通过按压解除按钮213,接合凸部222和接合槽211能够相对于X方向移动,通过使便携式主体部200向推车203的前面侧滑动可解除连接器214与连接器223的连接。进一步,通过使便携式主体部200向推车203的前面侧滑动,能够完全解除接合凸部222与接合槽211的接合。

[0240] <功能结构>

[0241] 图24示有便携式主体部200的接收波束形成部304的结构。如图24所示,接收波束形成部304是从接收波束形成部104中除去高功能运算电路1047,即、第二整相相加部1042和第二合成部1045的结构。

[0242] 接收波束形成部304通过其单体进行<动作2:未使用第二整相相加部的情况>的动作。进一步,在便携式主体部200被固定于推车203时,与增设部204的高功能运算电路1047相配合。即、利用接收波束形成部304和高功能运算电路1047的组合来实现接收波束形成部104。

[0243] 便携式主体部200的控制部判定便携式主体部200是否被固定于推车203,在未固定的情况下,决定为不使用第二整相相加部,在被固定的情况下,决定为使用第二整相相加部。作为判定便携式主体部200是否被固定于推车203的方法,例如,有检测交换结构与高功能运算电路1047的连接是否有效的方法。此外,判定方法并不限于这种情况,例如,也可以通过控制部尝试向高功能运算电路1047的通信,看是否成功来判定。或者,也可以设置检测连接器214是否与连接器223连接的检测信号线,通过检测信号线的状态来判定。或者,也可以在连接器214、接合槽211或者便携式主体部200的里面或者背面,设置用于检测便携式主体部200是否被固定于推车203的传感器。

[0244] <总结>

[0245] 根据实施方式2的超声波诊断装置,在仅通过便携式主体部生成超声波图像的情况下,进行生成线区声线信号再根据线区声线信号来生成超声波图像的运算量较小的处理。因此,无需具有便携式主体部较高的运算能力。另外,由于运算量较小从而能够节省电力,所以基于便携式主体部的排热设计、电路的简化等的便携式主体部的小型化、基于内置蓄电池的可运转时间的延长变得容易。另一方面,在便携式主体部被搭载于推车的情况下,高功能运算电路使用基于线区声线信号的优化后的参数,通过合成孔径法生成超声波图像。因此,能够在将高功能运算电路的运算能力仅用于超声波图像的生成的基础上使参数优化,并能够在生成高品质的超声波图像的基础上,使对象区域广域化、提高帧速率。因此,能够仅将便携式主体部作为超声波诊断装置来使用,并且能够在与推车一体化的情况下作

为高品质的超声波诊断装置来使用。

[0246] 《实施方式的其他变形例》

[0247] (1) 在各实施方式以及变形例中,对第一整相相加部是对象区域 B_x 的内部,并且,对通过聚焦点 F 的对象线 BL 生成线区声线信号,第一合成部基于线区声线信号来生成第一帧声线信号的情况进行了说明。然而,第一整相相加部、第一合成部的接收波束形成并不限于上述例子。例如,也可以第一整相相加部对通过聚焦点 F 或者其附近并与振子列101a正交的1个或者多个直线状的区域 BL_x ,通过以往型的接收波束形成来生成线区声线信号。在这里,所谓的以往型的接收波束形成,例如,将观测点 Q 与发射开口 T_x 的最短距离(即,观测点 Q 的深度)除以超声波速度所得的值作为发射时间,将观测点 Q 与接收振子 R 的距离除以超声波速度所得的值作为接收时间的已知的波束形成。在这样的构成中,也能够得到与实施方式相同的效果。

[0248] (2) 在各实施方式以及变形例中,第二整相相加部进行了观测点同步型的接收波束形成。然而,第二整相相加部也可以进行发射开口同步型的接收波束形成。在该情况下,基于发射开口的位置来设定接收开口。具体而言,以发射开口的中心轴与接收开口的发射轴一致的方式设置接收开口。因此,接收开口不取决于观测点的位置,而取决于发射开口的位置。因此,能够与发射事件同步地在各个不同的接收开口进行整相相加,虽然遍及多个发射事件接收时刻不同,但是作为结果可得到使用了更宽的接收开口的接收处理的效果,并起到能够在较宽的观测区域使空间分辨率均匀的效果。

[0249] (3) 在实施方式2中,对便携式主体部200和推车203的各自的拆装部的具体的形状进行了说明。然而,拆装部的结构并不限于上述例子。装卸部的形状只要满足如下2个条件,可以是任意的形状:(a) 便携式主体部不会违背用户的意愿脱离推车,(b) 在便携式主体部被安装于推车时,便携式主体部与增设部电连接。此外,优选在用户想要取下便携式主体部时容易从推车脱离。

[0250] 另外,在实施方式2中,在便携式主体部200和推车203的每一个上设置连接器,例如,便携式主体部和增设部也可以进行无线通信或者非接触通信。

[0251] (4) 在各实施方式以及变形例中,对参数计算部计算出参数的发射事件中,第二整相相加部使用该参数进行整相相加的情况进行了说明。然而,参数的反映无需是同一发射事件。例如,第二整相相加部若从参数计算部接收参数,则也可以在随后的发射事件中反映参数。通过该结构,第二整相相加部无需等待第一整相相加部的线区声线信号的生成以及参数计算部的参数的计算,能够通过并列处理进行第二整相相加部的整相相加、第一整相相加部的线区声线信号的生成以及参数计算部的参数的计算。因此,第一整相相加部以及参数计算部的运算能力不会给第二整相相加部以及第二合成部的帧声线信号的生成时间带来影响,并能够提高使用第二整相相加部的情况下的帧速率。

[0252] (5) 此外,基于上述实施方式对本发明进行了说明,但本发明并不限于上述的实施方式,如下的情况也包含于本发明。

[0253] 例如,通过由微处理器、ROM、RAM等记录介质、硬盘单元等构成的计算机系统构成的上述超声波诊断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,存储有实现与上述各装置相同的动作的计算机程序。通过上述微处理器根据上述计算机程序动作,各装置实现其功能。

[0254] 另外,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在一个芯片上而制造出的超多功能LSI,具体而言,是包含微处理器、ROM、RAM等而构成的计算机系统。它们可以分别独立地形成为1个芯片,也可以以包围一部分或者全部的方式形成为1个芯片。此外,LSI也有因集成度的差异,而被称为IC、系统LSI、超级LSI、超LSI的情况。上述RAM中存储有实现与上述各装置相同的动作的计算机程序。通过上述微处理器根据上述计算机程序动作,系统LSI实现其功能。例如,本发明的波束形成方法被储存为LSI的程序,将该LSI插入计算机内,来实施规定的程序(波束形成方法)的情况也包含于本发明。

[0255] 此外,集成电路化的方法并不限于LSI,也可以通过专用电路或者通用处理器来实现。也可以在LSI制造后,利用可编程的FPGA(Field Programmable Gate Array)、可重新构建LSI内部的电路单元的连接、设定的可重构处理器(Reconfigurable Processor)。

[0256] 进一步而言,若由于半导体技术的进步或者派生出的其他技术而出现了取代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模块的集成化。

[0257] 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、波束形成方法的程序的非暂时的计算机可读的记录介质。也可以通过将程序、信号记录于记录介质并输送,通过独立的其他计算机系统来实施程序,另外,上述程序当然能够经由网络等传送介质流通。

[0258] 在上述实施方式的超声波诊断装置中,为将作为存储装置的数据储存部包含在超声波诊断装置内的结构,但存储装置并不局限于此,也可以是半导体存储器、硬盘驱动器、光盘驱动器、磁存储装置等从外部与超声波诊断装置连接的结构。

[0259] 另外,框图中的功能模块的分割是一个例子,也可以将多个功能模块作为一个功能模块来实现、或将一个功能模块分割为多个、或将部分功能转移至其他功能模块。另外,也可以由单一的硬件或者软件并列或者时分割地对具有类似的功能的多个功能模块的功能进行处理。

[0260] 另外,执行上述的步骤的顺序是为了对本发明进行具体说明而例示的,也可以是上述以外的顺序。另外,上述步骤的一部分也可以与其他步骤同时(并列)执行。

[0261] 另外,为超声波诊断装置从外部连接探头以及显示部的结构,但也可以为将它们一体地设置于超声波诊断装置内的结构。

[0262] 另外,在上述实施方式中,示出了探头是将多个压电元件排列在一维方向上的探头结构。然而,探头的结构并不限于此,例如,也可以使用将多个压电转换元件排列在二维方向上的二维排列振子、使排列在一维方向上的多个振子机械式地摆动而获得三维断层图像的摆动型探头,能够根据测定适当地分开使用。例如,在使用排列于二维的探头的情况下,通过使向压电转换元件施加电压的定时、电压的值独立地变化,能够控制发射的超声波束的照射位置、方向。

[0263] 另外,对于探头而言,也可以将收发部的一部分功能包含于探头。例如,基于用于生成从信号收发部输出的发射电信号的控制信号,在探头内生成发射电信号,并将该发射电信号转换为超声波。同时,能够采用将接收到的反射超声波转换为接收电信号,并在探头内基于接收电信号生成接收信号的结构。

[0264] 另外,也可以对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行组合。进一步上述所使用的数字全部是为了对本发明进行具体说明而例示的,并未将本发明限制于例示出的数字。

[0265] 进一步,对本实施方式实施了本领域技术人员想到的范围内的变更的各种变形例也包含于本发明。

[0266] 《总结》

[0267] (1) 实施方式的超声波诊断装置的特征在于,是使用具备多个振子的超声波探头反复多次进行向被检体发射聚焦型的超声波束的发射事件,并且与各发射事件同步地从被检体接收反射超声波并生成接收信号列,并基于上述接收信号列生成超声波图像的超声波诊断装置,具备超声波信号处理电路,上述超声波信号处理电路包含:发射部,按每个发射事件变更规定超声波束的会聚位置的聚焦点,并且按每个发射事件,从排列配置于上述超声波探头的多个振子中选择发射振子列并从该发射振子列向被检体内的对象区域发射超声波束;接收部,与各发射事件同步地、基于上述超声波探头从上述对象区域接收到的反射超声波,生成针对各个振子的接收信号列;第一整相相加部,按每个上述发射事件,对于至少包含上述对象区域的一部分的第一对象区域内的多个观测点,将上述接收信号列整相相加来生成第一声线信号;参数计算部,基于上述第一声线信号,计算用于生成子帧声线信号参数;第二整相相加部,对于作为上述对象区域的全部或者一部分的第二对象区域内的多个观测点,基于上述参数,将上述接收信号列整相相加来生成子帧声线信号;合成部,对上述子帧声线信号进行合成生成帧声线信号;控制部,决定基于上述第一声线信号和上述帧声线信号的哪一个来生成超声波图像;以及超声波图像生成部,基于上述控制部的决定,根据上述第一声线信号和上述帧声线信号的某一方来生成超声波图像。

[0268] 根据上述结构,能够根据所需的运算能力,切换使用第二整相相加部的动作和未使用第二整相相加部的动作。

[0269] (2) 另外,上述(1)的超声波诊断装置也可以为上述超声波信号处理电路包含第一电路和第二电路,其中,上述第一电路至少包含上述第一整相相加部、上述参数计算部以及上述控制部,上述第二电路至少包含上述第二整相相加部和上述合成部,上述第二电路构成为能够相对于上述第一电路拆装,上述控制部在上述第二电路与上述第一电路连接时,决定为基于上述帧声线信号来生成超声波图像,在上述第二电路与上述第一电路断开时,决定为基于上述第一声线信号来生成超声波图像。

[0270] 根据上述结构,能够在比运算能力重视可移植性的情况下通过运算量较小的接收波束形成生成超声波图像,另一方面,能够在比可移植性重视运算能力的情况下生成高品质的超声波图像。因此,能够根据使用状况进行最佳的控制。

[0271] (3) 另外,上述(1)~(2)的超声波诊断装置也可以为上述参数计算部基于上述第一声线信号来检测上述被检体内的活动,上述控制部对上述第二整相相加部进行指示,以使被检体内的活动越大,上述超声波探头的振子的排列方向上的第二对象区域的宽度越小。

[0272] (4) 另外,上述(3)的超声波诊断装置也可以为上述参数计算部基于根据上述第一声线信号生成的帧声线信号和根据其他帧中的第一声线信号生成的帧声线信号,来检测上述被检体内的活动。

[0273] 根据这些上述结构,能够不给第二整相相加部的运算带来影响地检测探头、被检体的活动,并迅速地抑制运动伪影的产生。

[0274] (5) 另外,上述(1)~(4)的超声波诊断装置也可以为上述第一整相相加部对整相相加所使用的被检体内的超声波速度保持有多个推定值,按每个上述发射事件,对同一第一对象区域,使用上述多个推定值的每一个来生成多个第一声线信号,上述参数计算部基于上述多个第一声线信号,来推定被检体内的超声波速度,上述控制部对第二整相相加部进行指示,使其使用由上述参数计算部推定出的被检体内的超声波速度来进行整相相加。

[0275] (6) 另外,上述(5)的超声波诊断装置也可以为上述参数计算部对第一对象区域相同且超声波速度的推定值不同的多个第一声线信号的每一个计算信号的值的方差,将计算出的方差最大的第一声线信号所对应的推定值推定为被检体内的超声波速度。

[0276] 根据这些上述结构,能够不给第二整相相加部的运算带来影响地对超声波速度进行优化,并提高超声波图像的分辨率。

[0277] (7) 另外,上述(1)~(6)的超声波诊断装置也可以为上述参数计算部计算上述第一声线信号中的观测点的深度与信号的S/N比的关系,并决定与观测点的深度相应的放大率,上述控制部对第二整相相加部进行指示,使其使用由上述参数计算部决定出的与观测点的深度相应的放大率,来对第二声线信号进行加权。

[0278] (8) 另外,上述(7)的超声波诊断装置也可以为上述第一整相相加部对针对观测点的深度的信号放大率保持有多个配置信息,按每个上述发射事件,对同一第一对象区域,使用上述多个配置信息的每一个来生成多个第一声线信号,上述参数计算部将上述第一声线信号中的针对观测点的深度的信号的S/N比的方差最小的配置信息决定为与观测点的深度相应的放大率。

[0279] 根据这些上述结构,能够不给第二整相相加部的运算带来影响地进行增益控制,并使超声波图像的S/N比均匀化。

[0280] (9) 另外,上述(1)~(8)的超声波诊断装置也可以为对于发射出的超声波到达各观测点的发射时间,上述观测点的深度为在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度以上的情况下,上述第二整相相加部计算发射出的超声波从上述发射振子列到达上述聚焦点的第一时间和从上述基准点到达上述观测点的第二时间的合计作为发射时间,在上述观测点的深度小于在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度的情况下,上述第二整相相加部计算从上述第一时间减去上述第二时间所得到的结果作为发射时间。

[0281] 根据上述结构,能够在使用第二整相相加部的情况下生成高分辨率的超声波图像。

[0282] (10) 另外,上述(1)~(9)的超声波诊断装置也可以为上述图像生成部具备根据上述第一声线信号来生成帧声线信号的第一声线信号合成部,上述第一对象区域是通过上述聚焦点,且整个区域包含于上述对象区域内的直线状的区域,上述第一整相相加部对与上述发射振子列所包含的振子的每一个对应的接收信号列,进行包含基于观测点与上述聚焦点的距离和上述聚焦点与振子的距离分别除以被检体内的超声波速度所得到的值的延迟处理的整相相加来生成上述第一声线信号,上述图像生成部在根据上述第一声线信号生成超声波图像的情况下,根据由上述第一声线信号合成部生成的帧声线信号来生成超声波图像。

[0283] (11) 另外,上述(10)的超声波诊断装置也可以为对于发射出的超声波到达各观测点的发射时间,上述观测点的深度为在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度以上的情况下,上述第一整相相加部计算发射出的超声波从上述发射振子列到达上述聚焦点的第一时间和从上述基准点到达上述观测点的第二时间的合计作为发射时间,在上述观测点的深度小于在上述被检体内超声波会聚的聚焦深度的情况下,上述第一整相相加部计算从上述第一时间减去上述第二时间所得到的结果作为发射时间。

[0284] 根据这些上述结构,在未使用第一整相相加部的情况下,能够大幅减少运算量并且也生成抑制了品质劣化的超声波图像。另外,在使用第二整相相加部的情况下,特别是作为参数计算超声波速度时,能够减少误差。

[0285] (12) 另外,上述(10)~(11)的超声波诊断装置也可以为对于来自各观测点的反射波到达各振子的接收时间,上述第一整相相加部计算从上述观测点到达最接近上述观测点的振子的时间,作为与最接近上述观测点的振子对应的接收时间,并将超声波从上述聚焦点到达振子的时间与从上述聚焦点到达最接近上述观测点的振子的时间的差和与最接近上述观测点的振子对应的接收时间相加,从而计算为与该振子对应的接收时间。

[0286] 根据上述结构,无需对每个观测点识别接收信号,能够大幅减少第一整相相加部的运算量。

[0287] (13) 另外,上述(10)~(12)的超声波诊断装置也可以为上述第一声线信号合成部按每个上述发射事件,对上述对象区域内的各观测点分配到上述聚焦点的距离与该观测点相同且存在于上述直线上的观测点的上述第一声线信号来作为该观测点的声线信号,从而生成子帧声线信号,并对所生成的多个子帧声线信号进行合成来生成帧声线信号。

[0288] 根据上述结构,能够相对于对象区域内的观测点的数量削减第一整相相加部的运算量。

[0289] (14) 另外,上述(1)~(9)的超声波诊断装置也可以为上述第一对象区域由通过上述聚焦点或者其附近,并与上述超声波探头的振子所排列的方向正交的1条以上的直线构成,上述第一整相相加部将观测点的深度除以被检体内的超声波速度所得到的值作为发射时间,将从观测点到振子的距离除以被检体内的超声波速度所得到的值作为接收时间,并进行整相相加,来生成上述第一声线信号,上述图像生成部在根据上述第一声线信号生成超声波图像的情况下,根据由上述第一整相相加部生成的多个第一声线信号来生成超声波图像。

[0290] 根据上述结构,在未使用第一整相相加部的情况下,能够减少运算量。

[0291] (15) 另外,实施方式的其他方式的超声波诊断装置的特征在于,是使用具备多个振子的超声波探头反复多次进行向被检体发射聚焦型的超声波束的发射事件,并且与各发射事件同步地从被检体接收反射超声波并生成接收信号列,并基于上述接收信号列生成超声波图像的超声波诊断装置,具备超声波信号处理电路,该超声波信号处理电路包含:发射部,按每个发射事件变更规定超声波束的会聚位置的聚焦点,并且按每个发射事件,从排列配置于上述超声波探头的多个振子中选择发射振子列并从该发射振子列向被检体内的对象区域发射超声波束;接收部,与各发射事件同步地、基于上述超声波探头从上述对象区域接收到的反射超声波,生成针对各个振子的接收信号列;第一整相相加部,按每个上述发射事件,对于至少包含上述对象区域的一部分的第一对象区域内的多个观测点,将上述接收

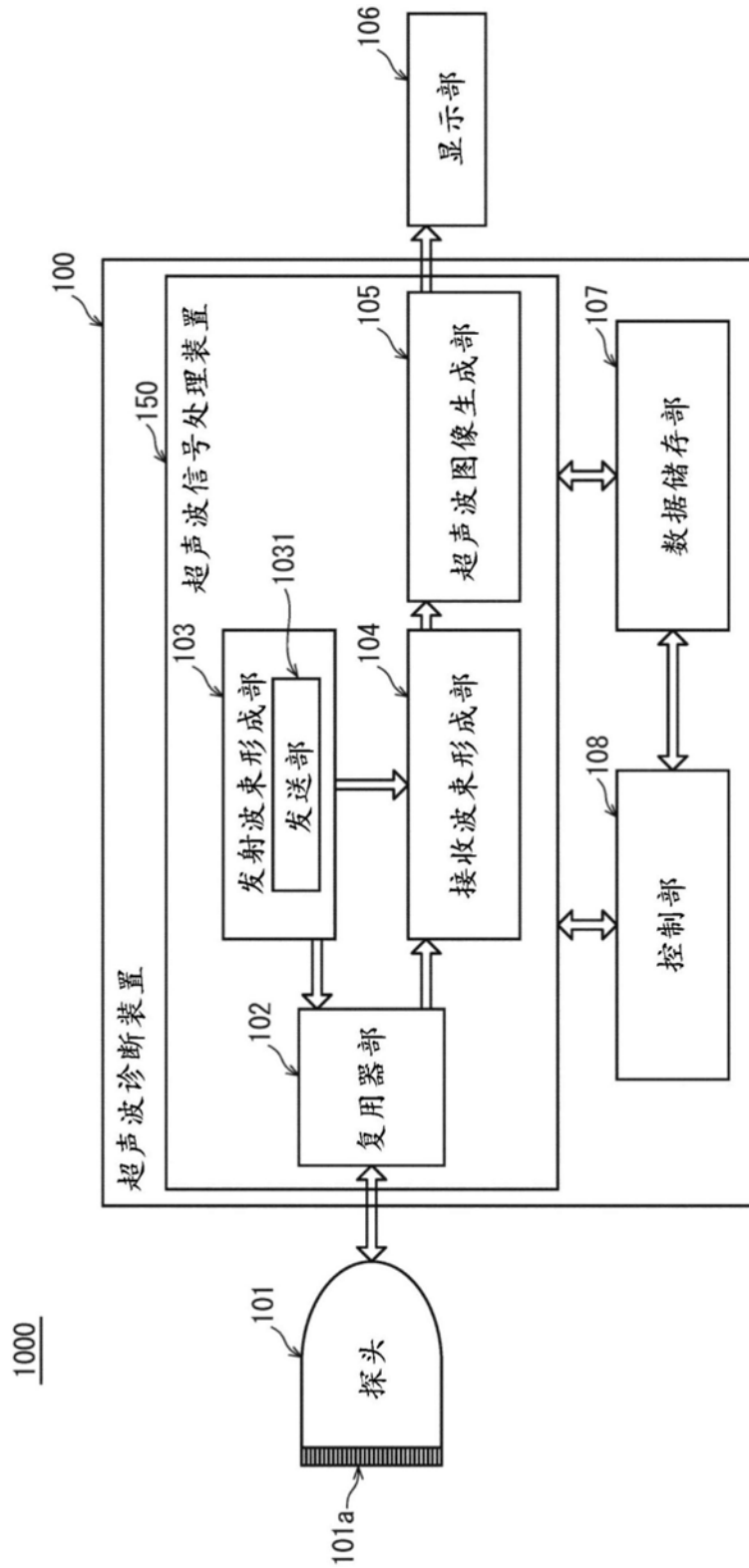
信号列整相相加来生成第一声线信号;参数计算部,基于上述第一声线信号,计算用于生成子帧声线信号的参数;超声波图像生成部,根据上述第一声线信号生成超声波图像;以及控制部,运算电路构成为能够相对于上述超声波信号处理电路拆装,上述运算电路包含:第二整相相加部,对于作为上述对象区域的全部或者一部分的第二对象区域内的多个观测点,基于上述参数,将上述接收信号列整相相加来生成子帧声线信号;和合成部,对上述子帧声线信号进行合成生成帧声线信号,上述控制部在上述运算电路与上述超声波信号处理电路连接时,使上述超声波图像生成部代替上述第一声线信号而根据上述帧声线信号来生成超声波图像。

[0292] 根据上述结构,能够基于由第一整相相加部生成的第一声线信号,通过运算量较小的接收波束形成来生成超声波图像。另一方面,在需要较高的运算能力的情况下,通过安装第二整相相加部和合成部,能够生成高品质的超声波图像。进一步,通过对第二整相相加部基于第一声线信号进行参数控制,不用过分地反复运算量较大的由第二整相相加部进行的接收波束形成,通过由第一整相相加部进行的低运算量的处理就能够实现参数的优化。

[0293] 本公开的超声波诊断装置既能够作为便携式的超声波诊断装置来使用,也能够作为高运算能力的超声波诊断装置来使用,并且,能够根据使用状况进行最佳的动作。

[0294] 附图标记说明

[0295] 100…超声波诊断装置;101、201…探头;101a…振子;102…复用器部;103…发射波束形成部;1031…发射部;104、304…接收波束形成部;1040…接收部;1041…第一整相相加部;1042…第二整相相加部;1043…参数计算部;1044…第一合成部;1045…第二合成部;1046…输出部;1047…高性能运算电路;1141、1241…对象区域设定部;1242…接收开口设定部;1142、1243…发射时间计算部;1143、1244…接收时间计算部;1144、1245…延迟量计算部;1145、1246…延迟处理部;1146、1247…权重计算部;1147、1248…加法部;1341…声线信号展开部;1342…加权合成部;1343…加法处理部;1344…放大处理部;105…超声波图像生成部;106、202…显示部;107…数据储存部;108…控制部;150…超声波信号处理装置;200…便携式主体部;203…推车;204…增设部;205…输入部;211…接合槽;212…锁定爪;213…解除按钮;214、223…连接器;221…顶板;222…接合凸部。



1000

图1

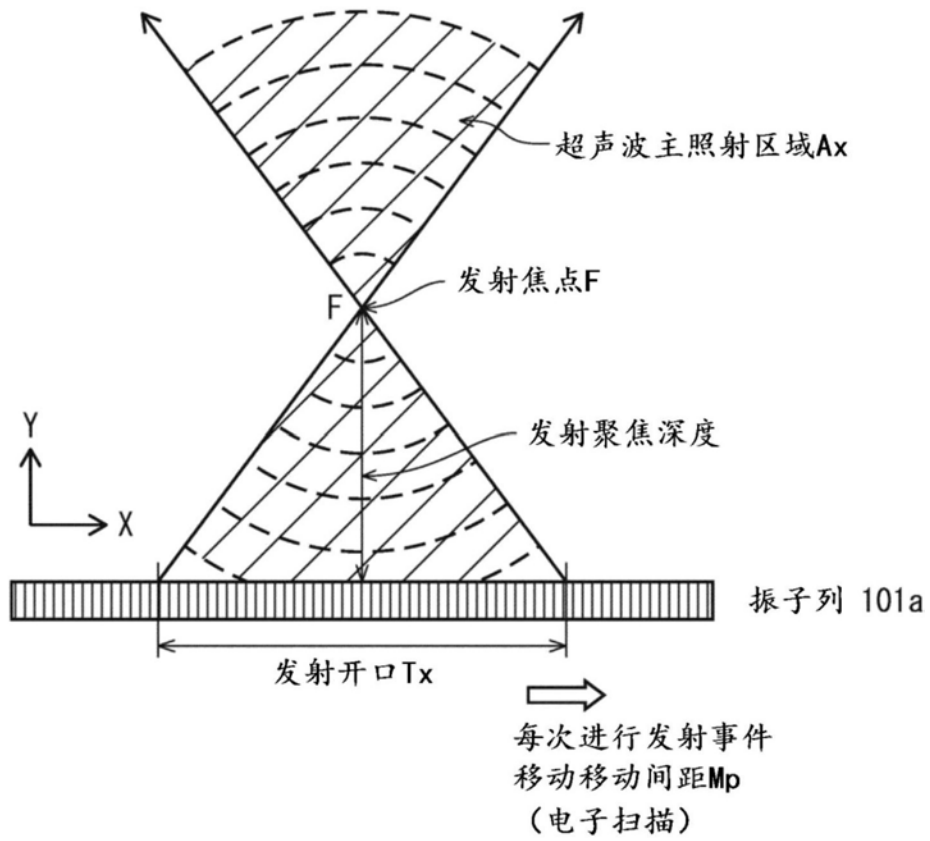


图2

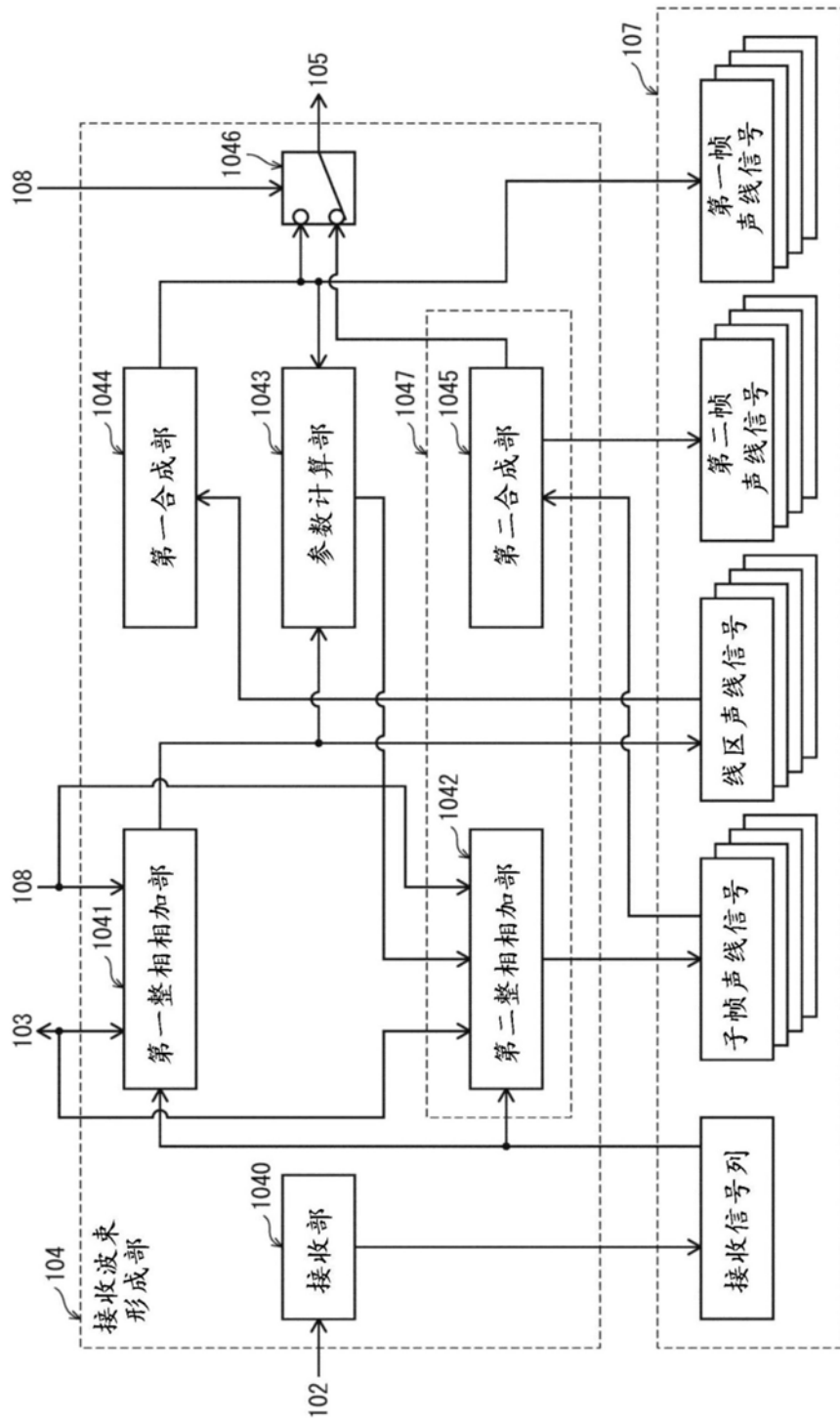


图3

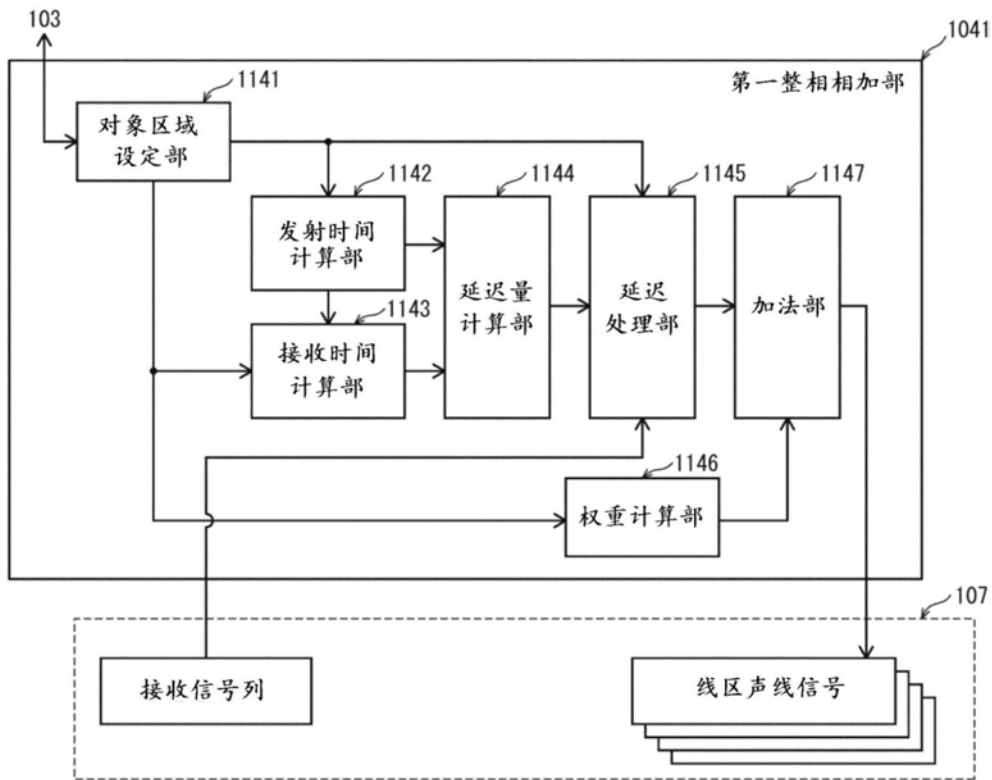


图4

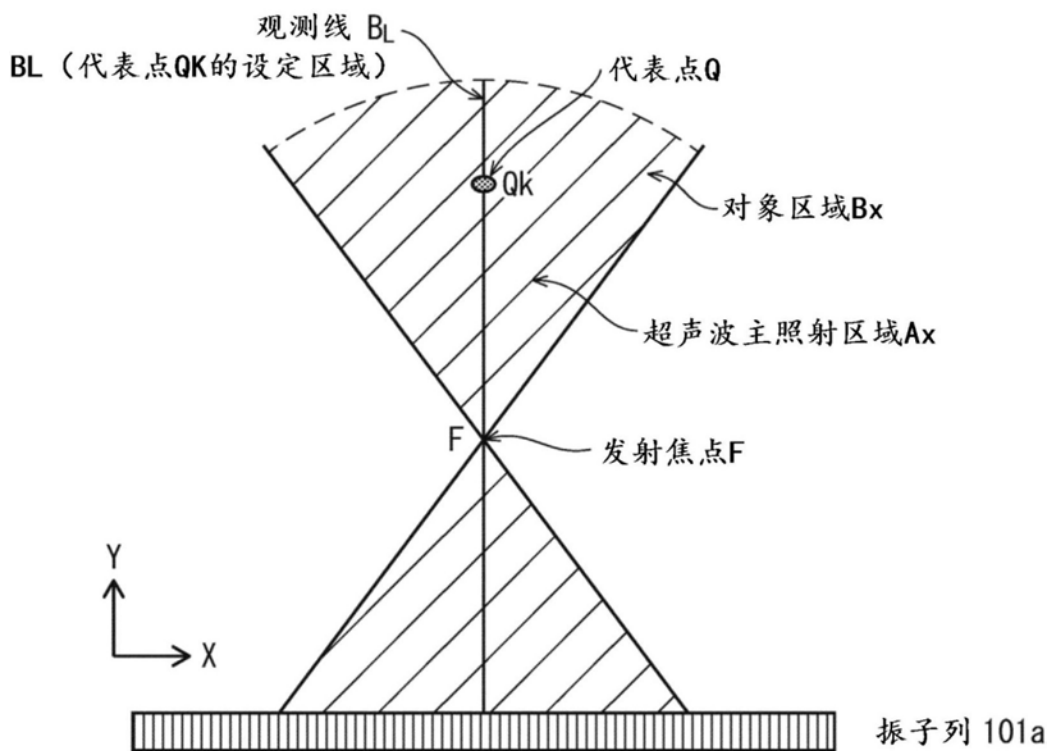
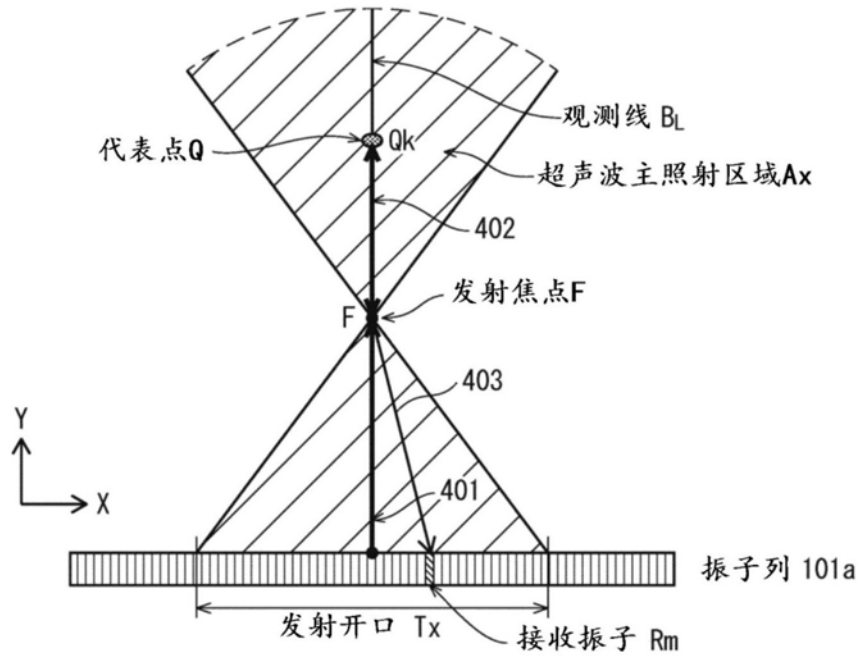


图5

(a)



(b)

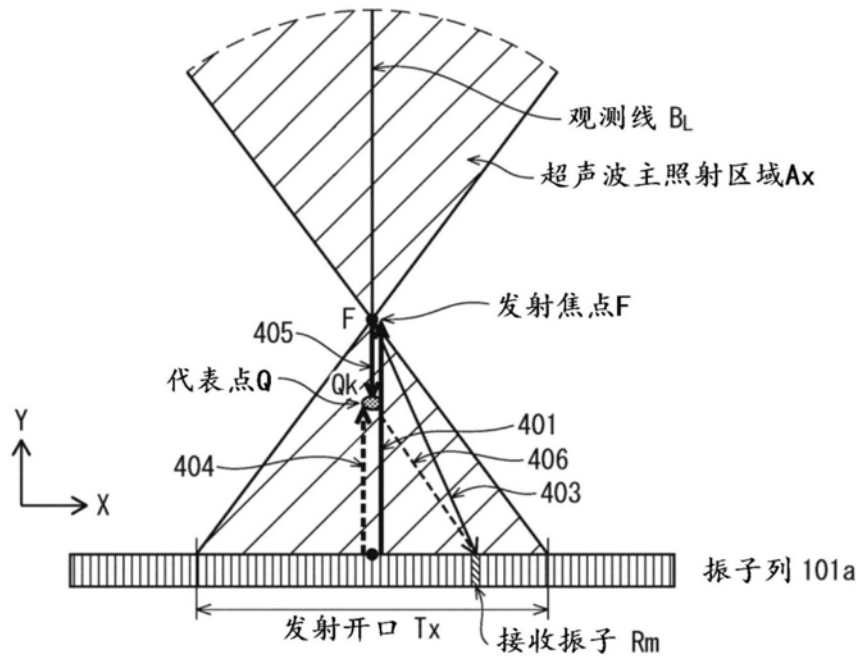


图6

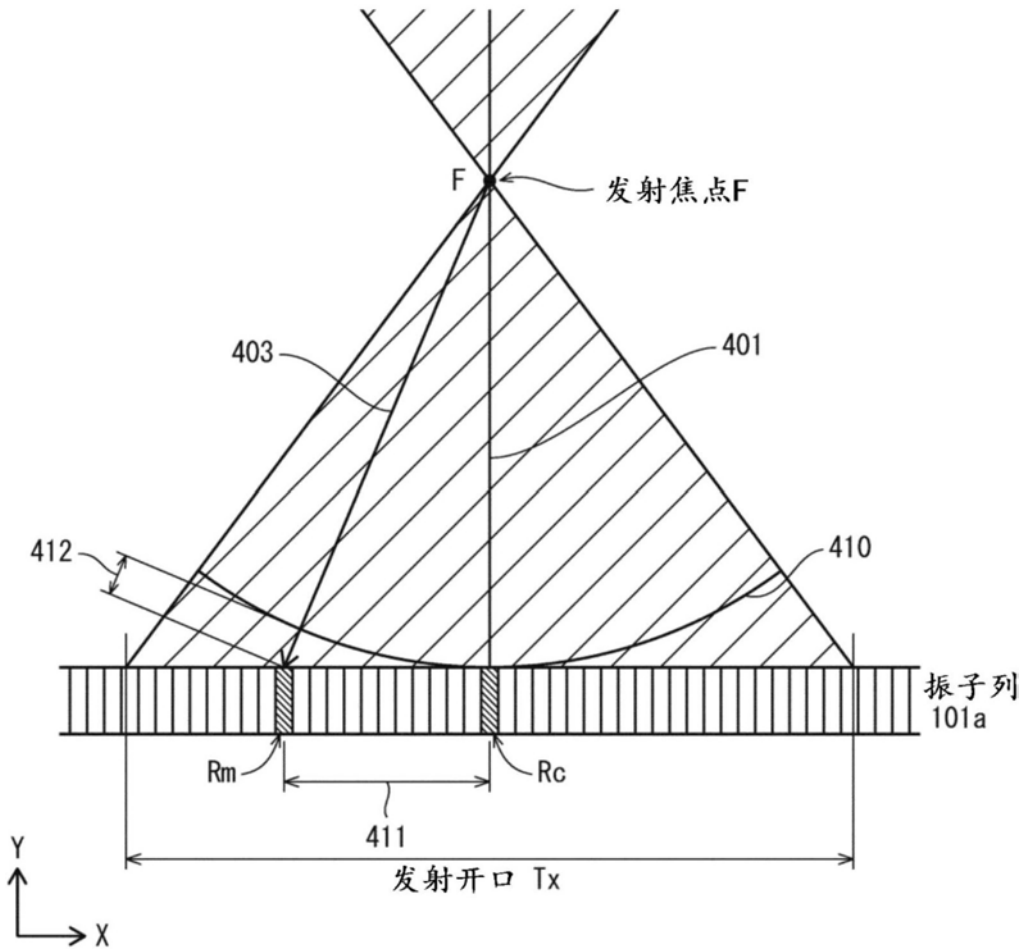


图7

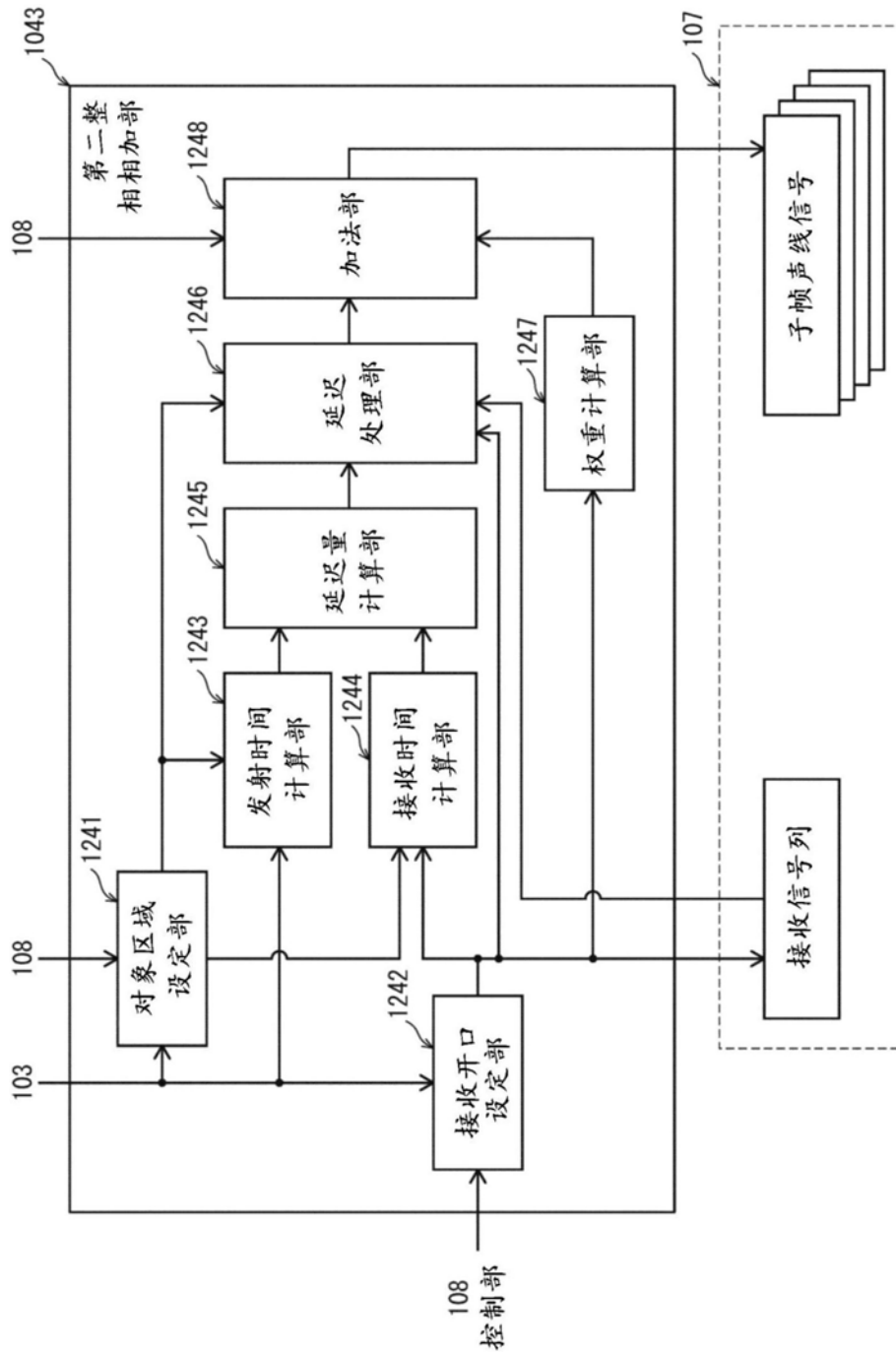


图8

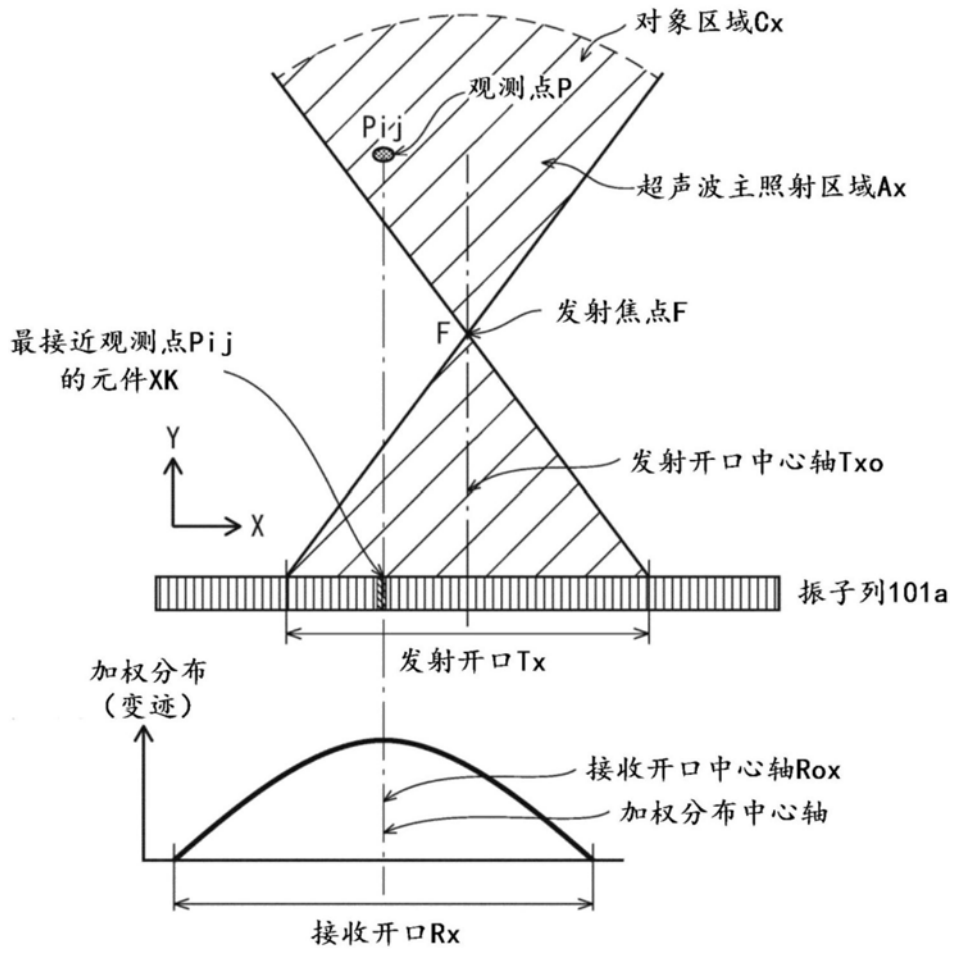
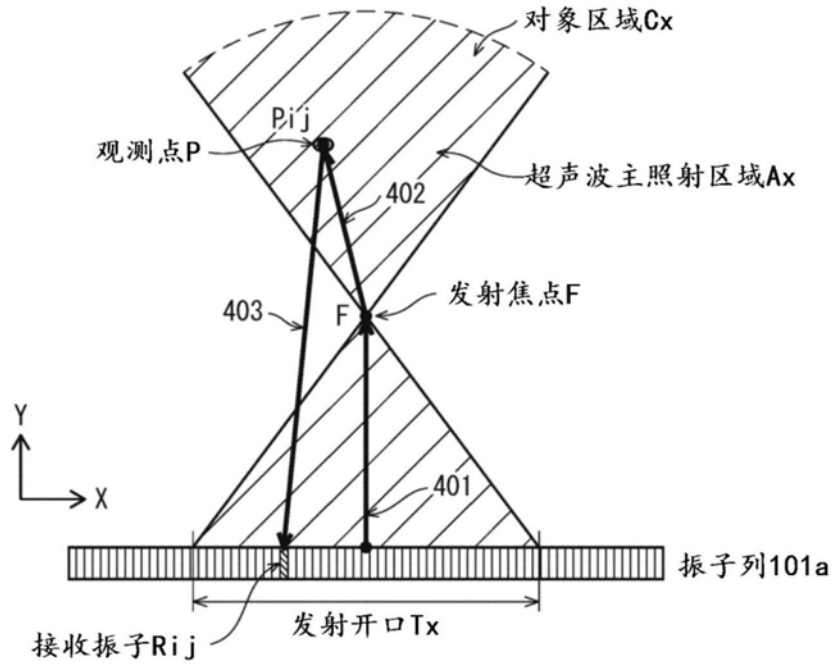


图9

(a)



(b)

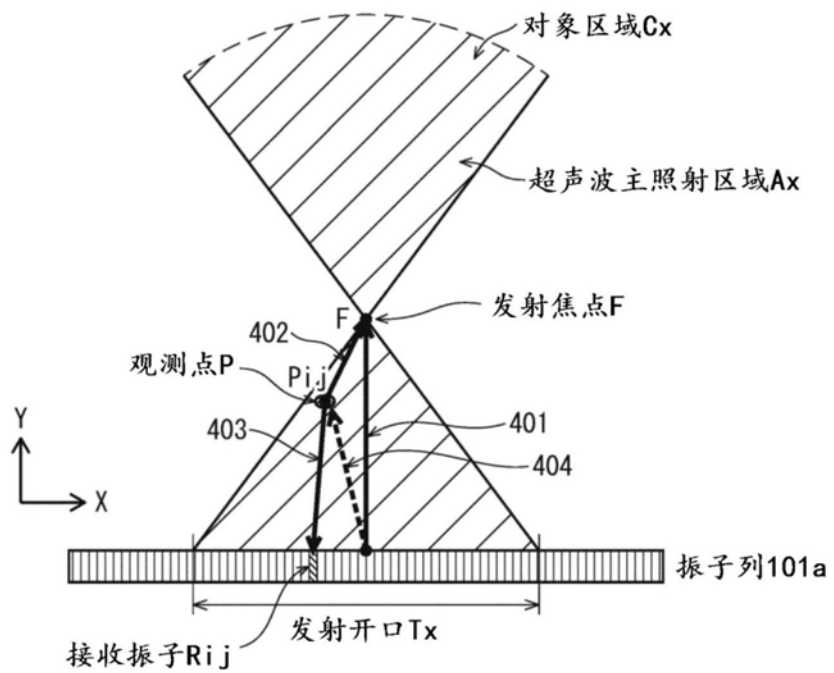
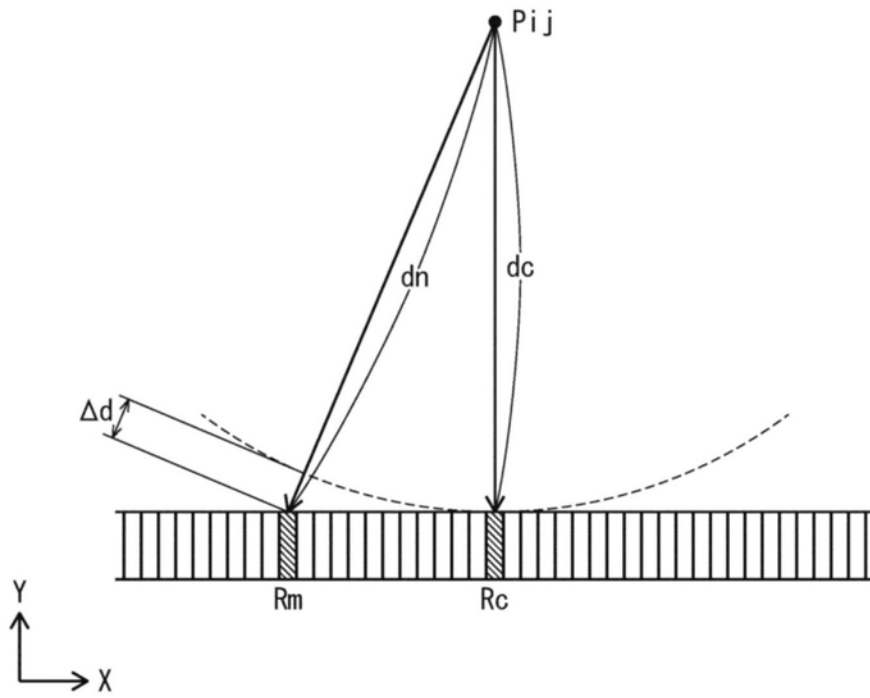


图10

(a)



(b)

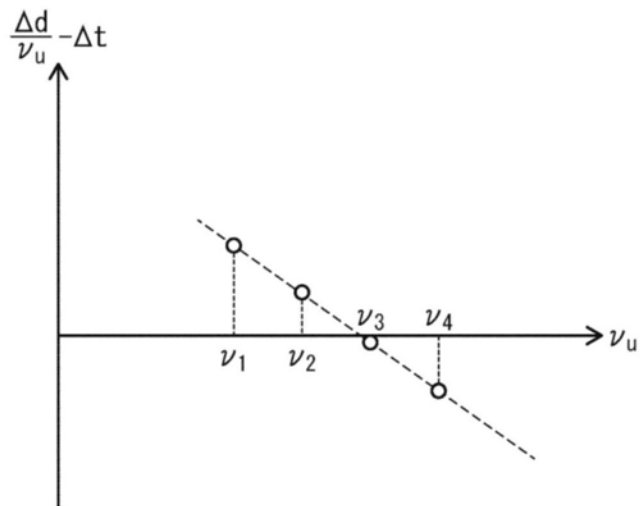


图11

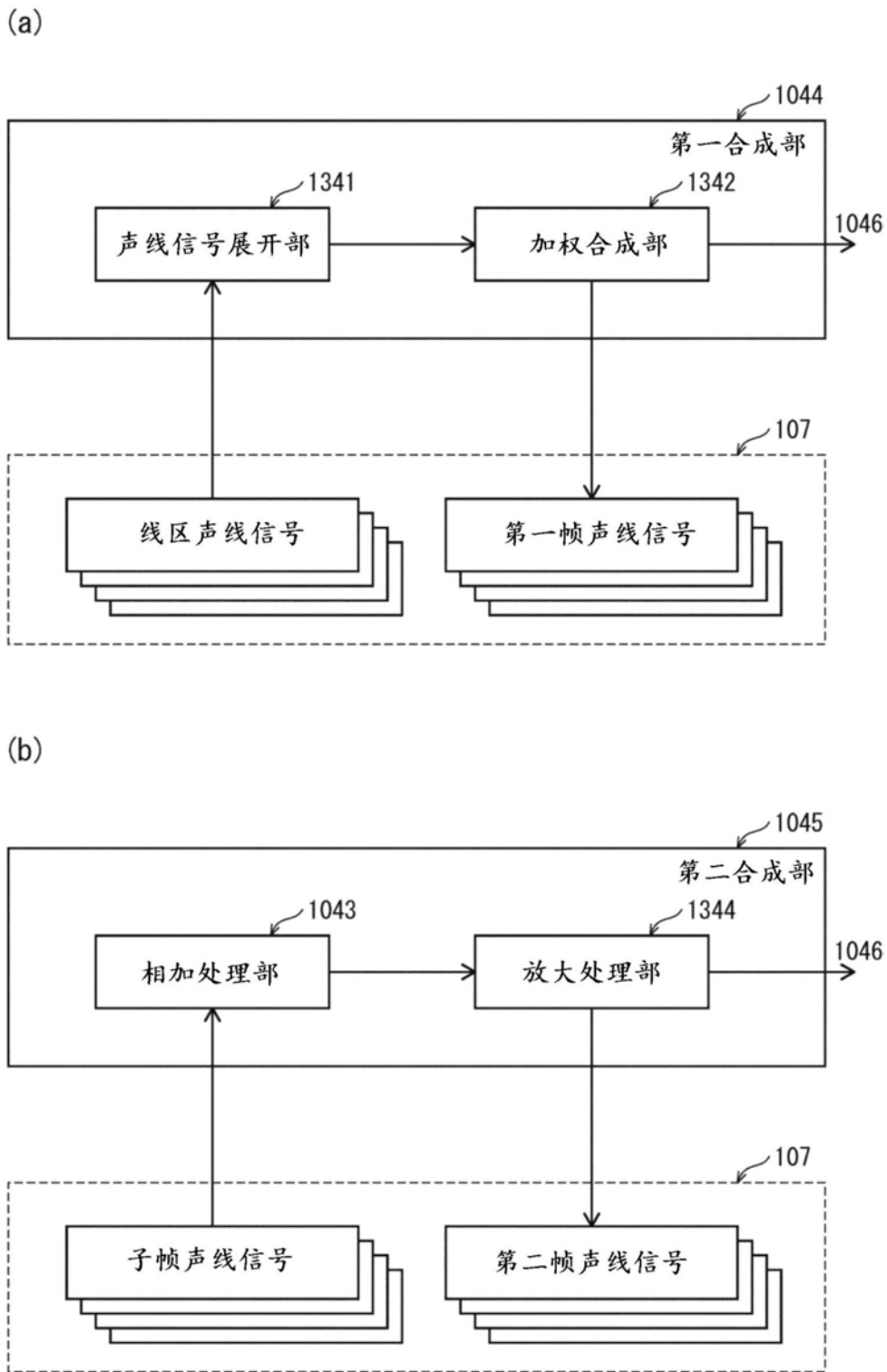


图12

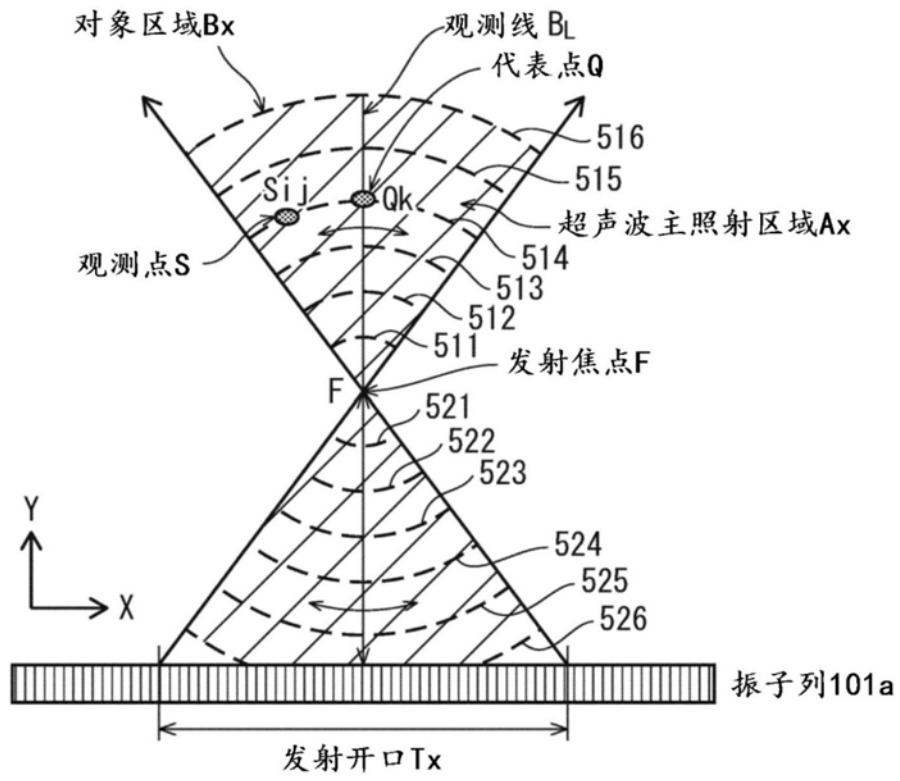


图13

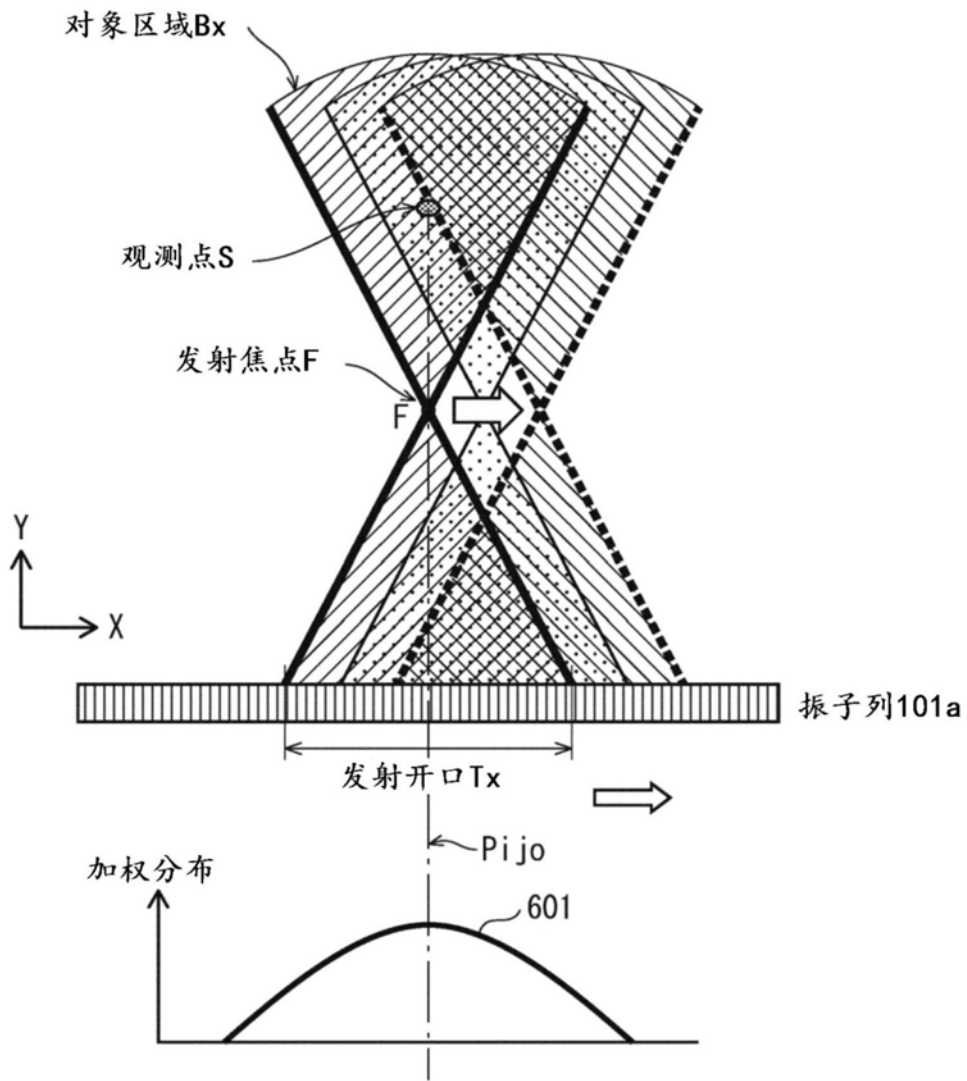


图14

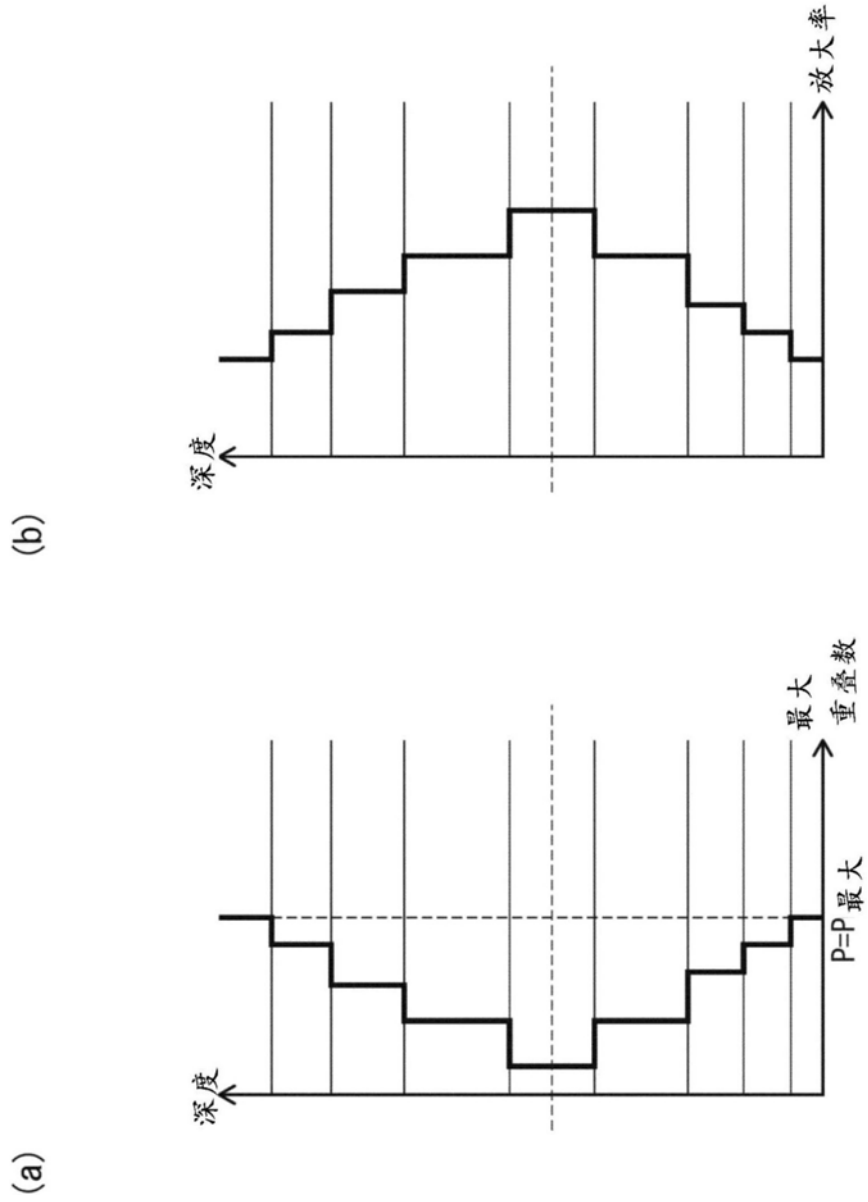


图15

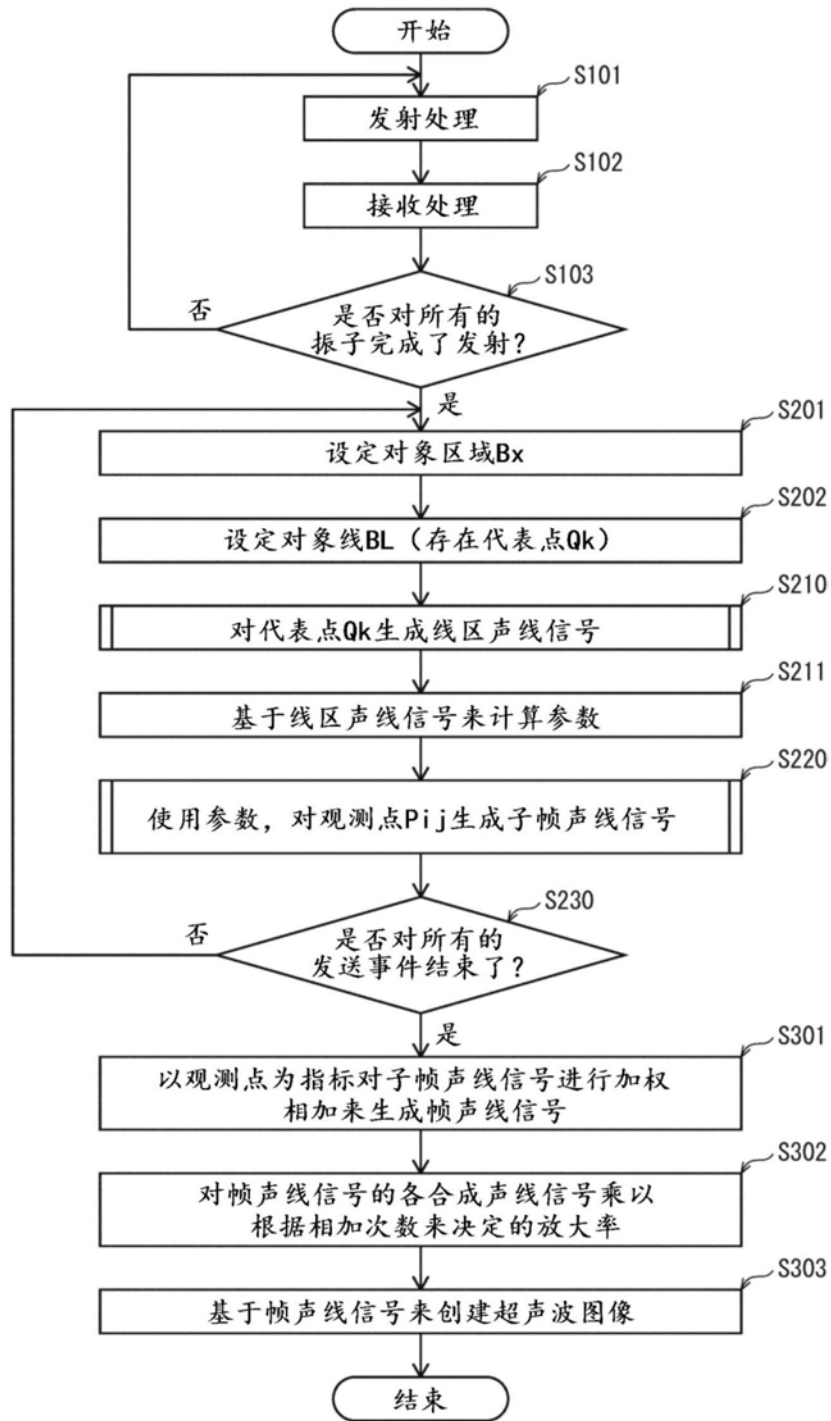


图16

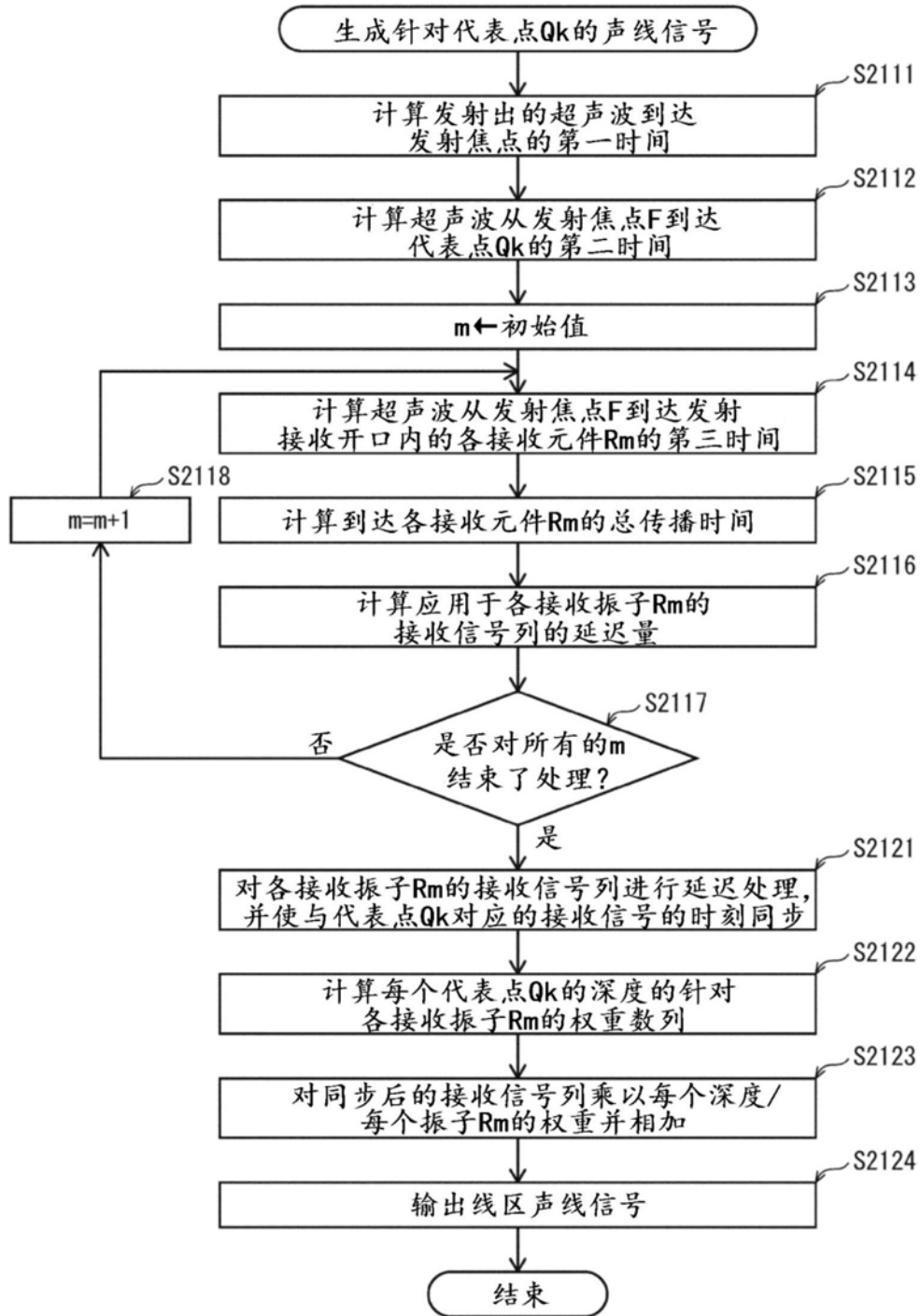


图17

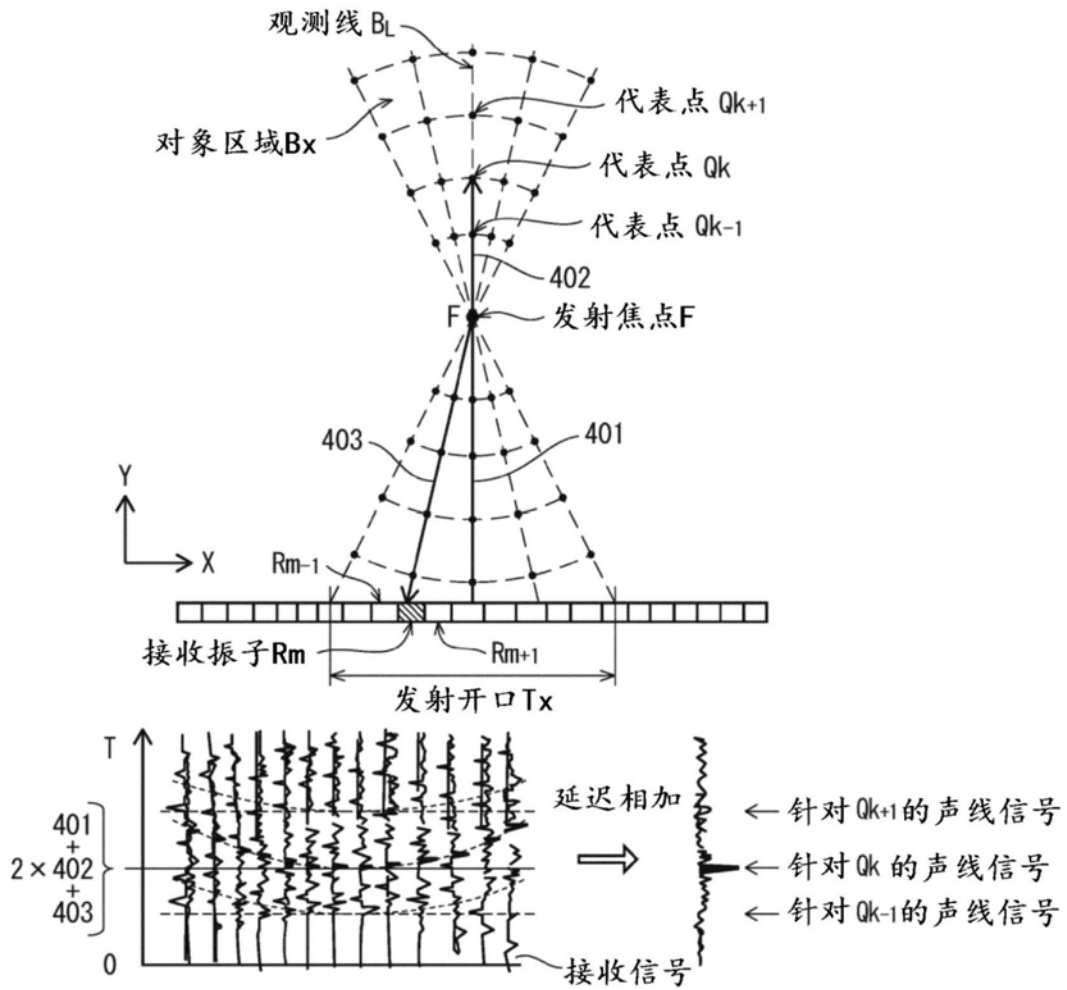


图18

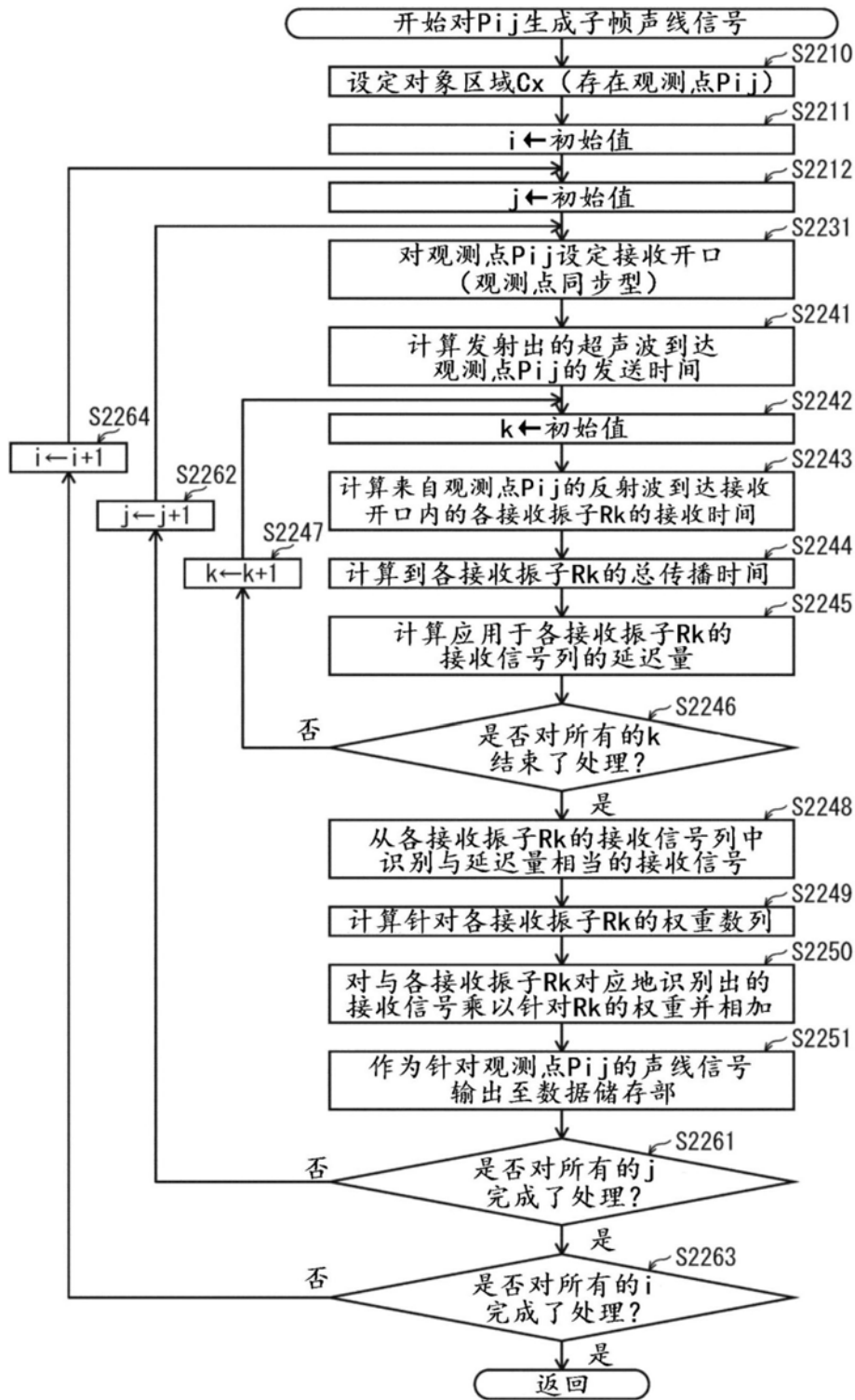


图19

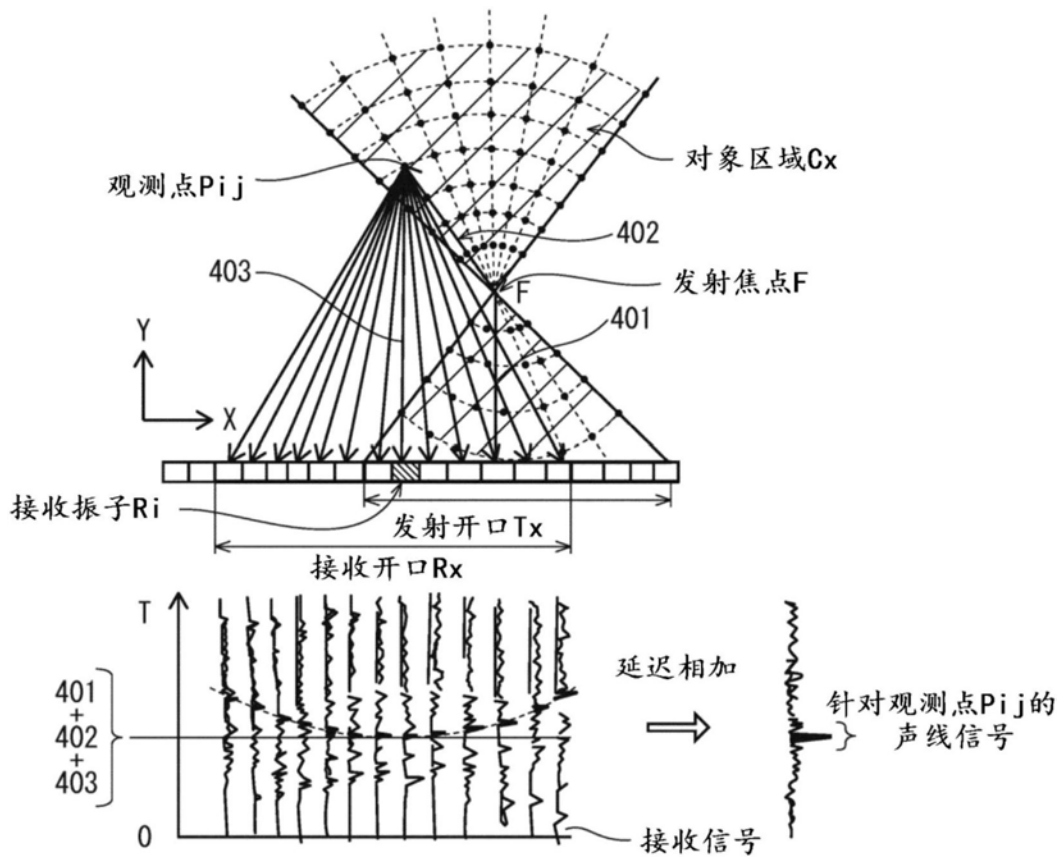


图20

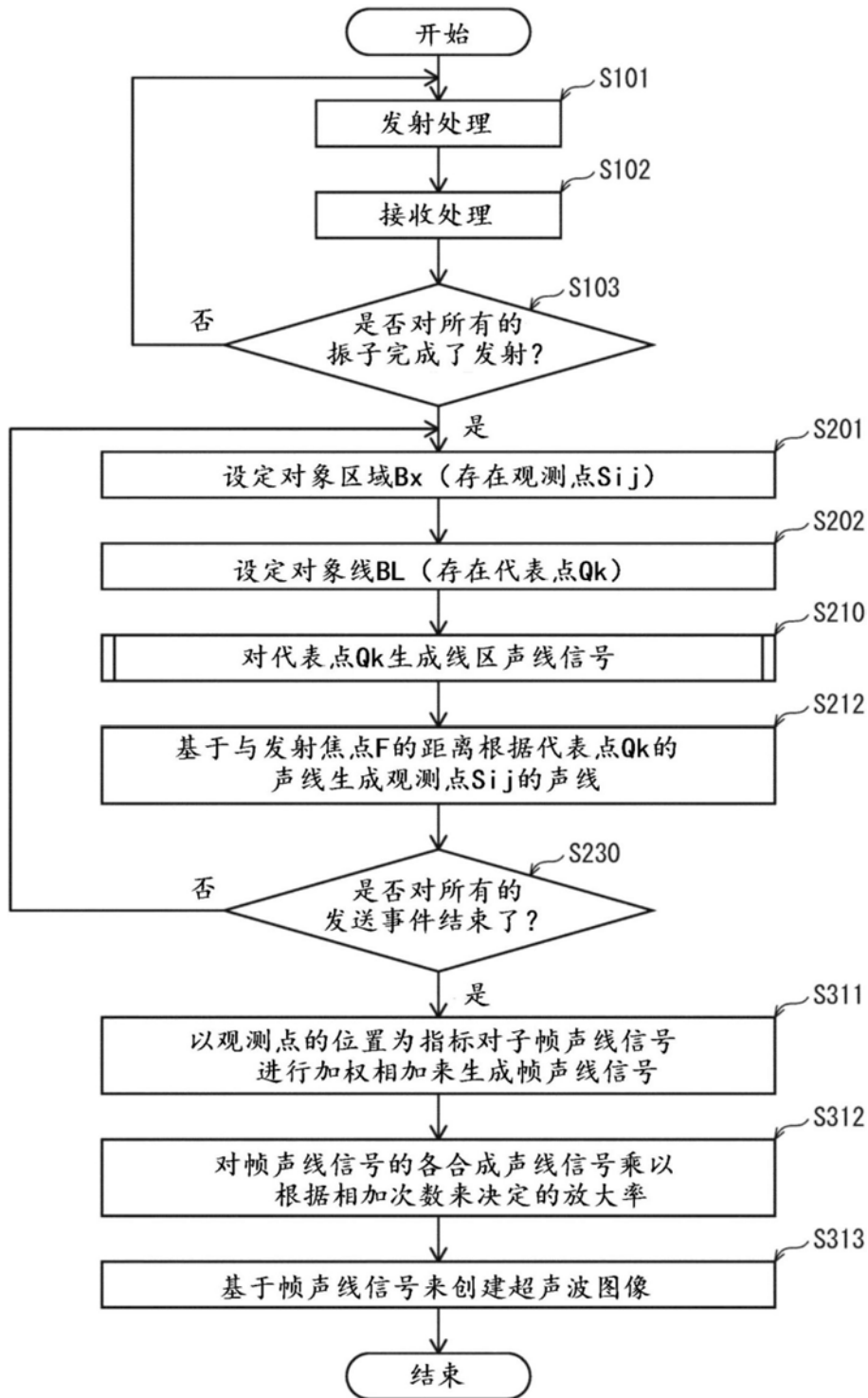


图21

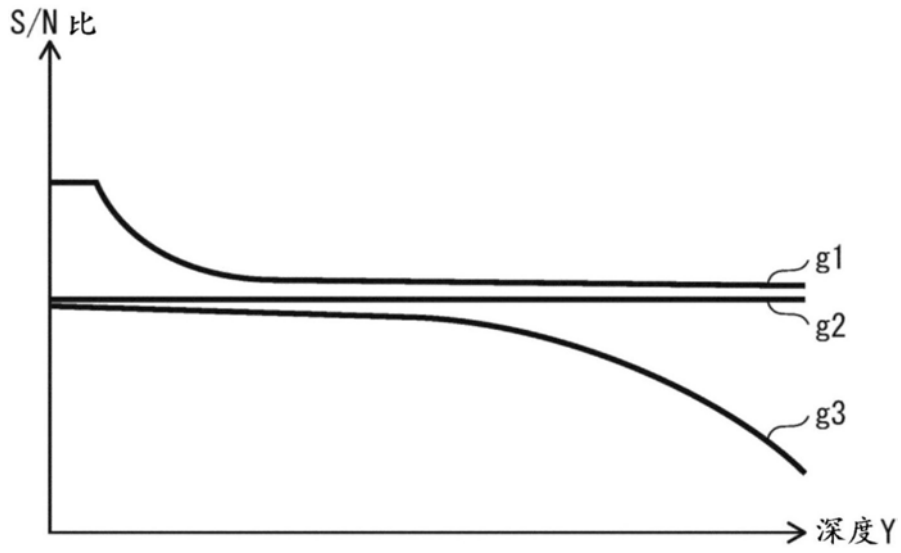


图22

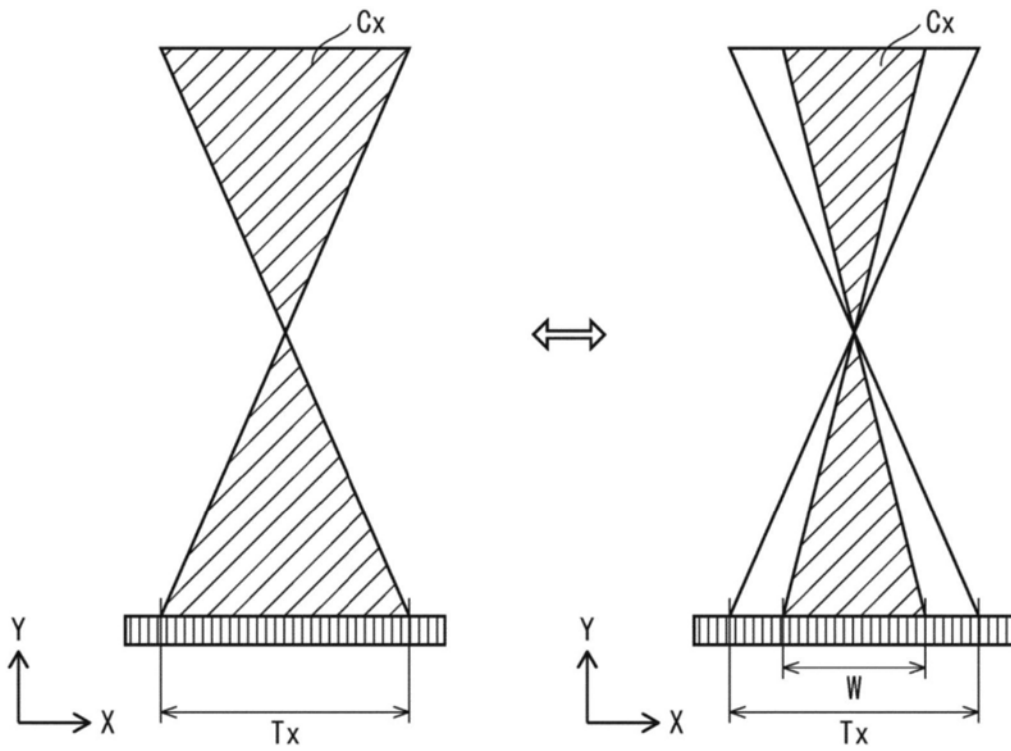


图23

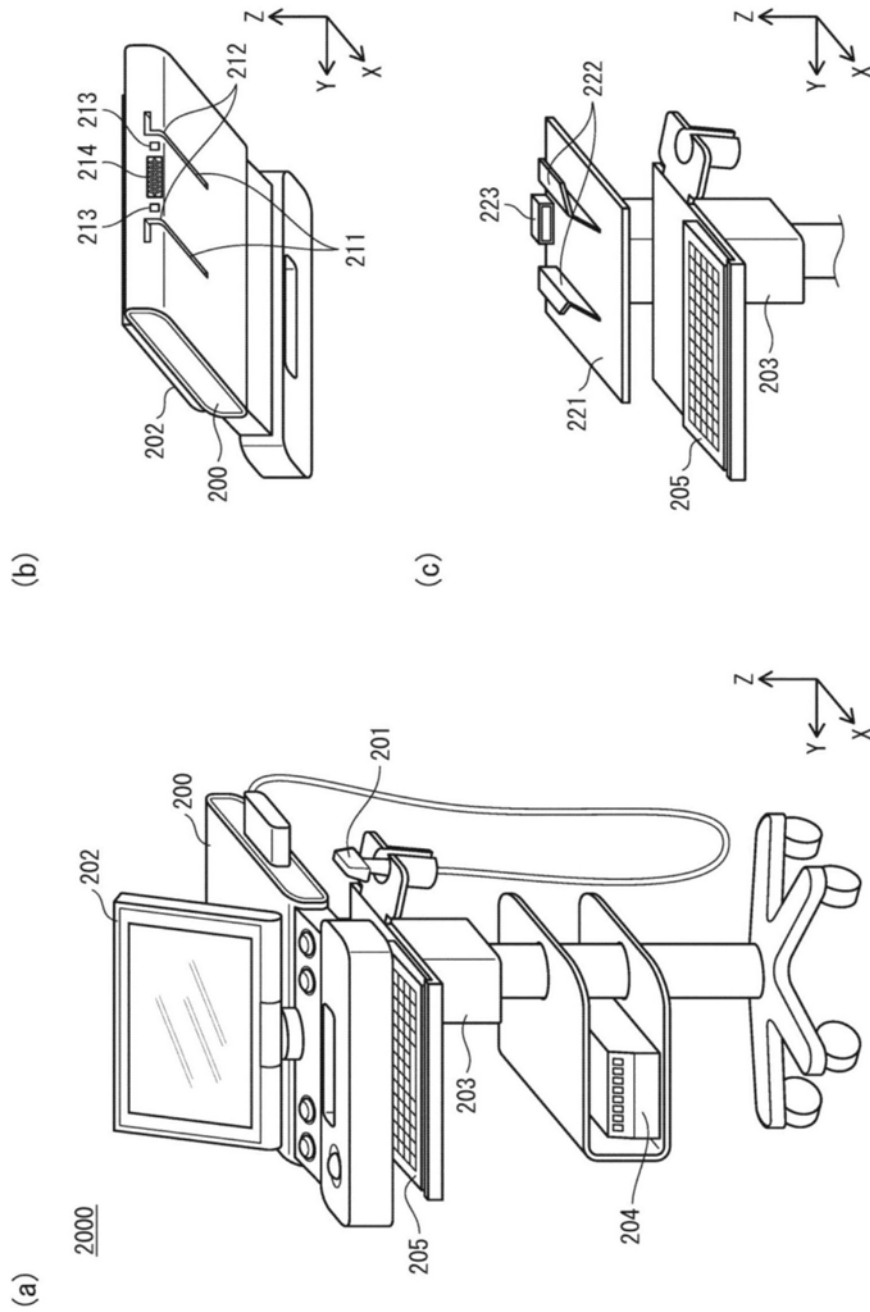


图24

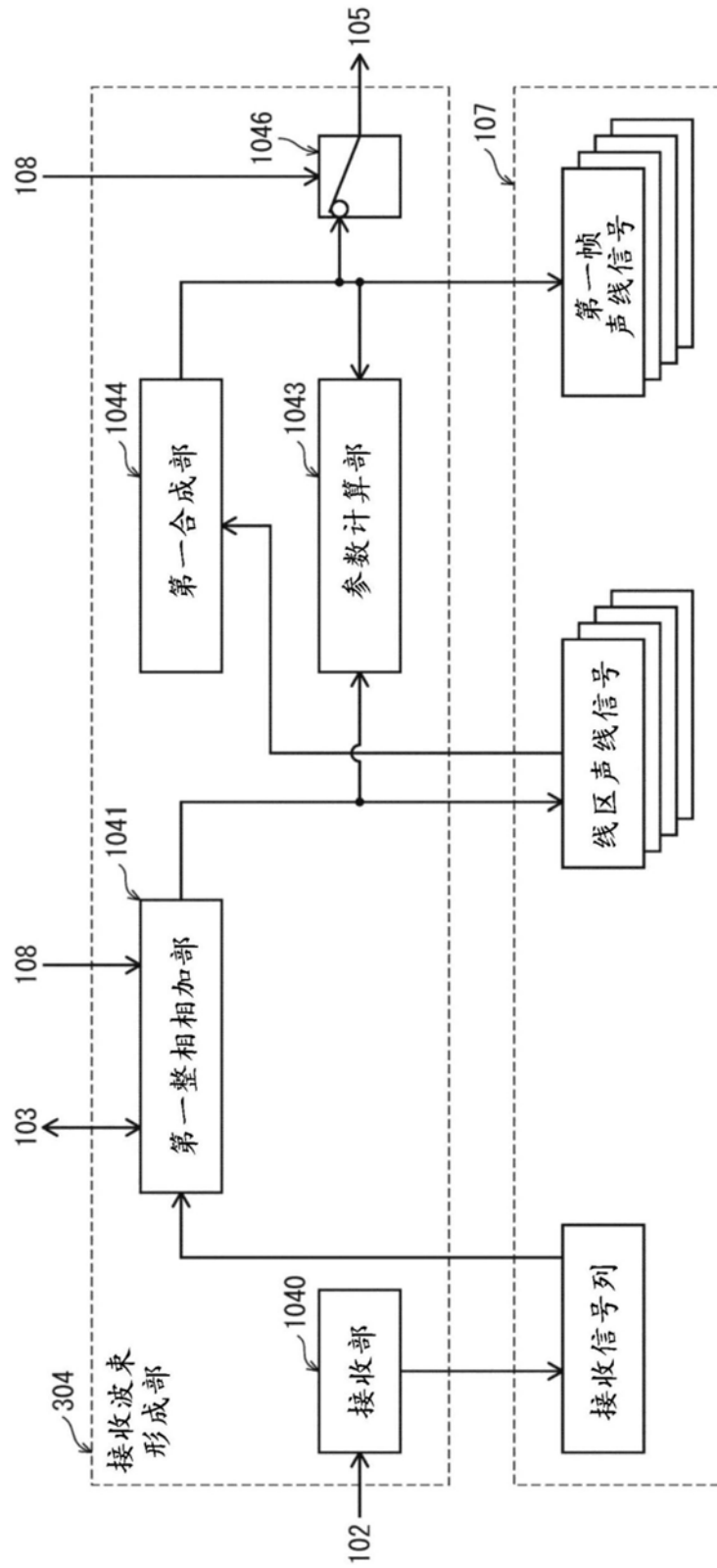


图25

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN108294778A	公开(公告)日	2018-07-20
申请号	CN201810018290.0	申请日	2018-01-09
[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	A61B8/4483 A61B8/4405 A61B8/4472 A61B8/5207 B06B1/0215 B06B1/0622 G01N29/2437 G01N29/2481 G01N29/34 G01N29/36 G01N2291/012 G01N2291/106 G01S7/52049 G01S7/52082 G01S15/8915 G01S15/8997 G06G7/14 H01L27/20 A61B8/4427 A61B8/4444 A61B8/5215		
代理人(译)	李洋 杨林森		
优先权	2017004351 2017-01-13 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及进行使用了聚焦型的发射波束形成的合成孔径法的超声波诊断装置，且是能够根据所需的运算能力来变更结构及处理内容的超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：第一整相加部，对至少包含对象区域的一部分的第一对象区域内的多个观测点，将接收信号列整相加来生成第一声线信号；参数计算部，基于第一声线信号来计算参数；第二整相加部，对于作为对象区域的全部或者一部分的第二对象区域内的多个观测点，基于参数，将接收信号列整相加来生成子帧声线信号；合成部，对子帧声线信号进行合成来生成帧声线信号；控制部，决定基于第一声线信号和帧声线信号的哪一个来生成超声波图像；以及超声波图像生成部，生成超声波图像。

